

**Titre:** Développement d'une approche d'évaluation clinique de la  
cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des  
patients gonarthrosiques  
Title:

**Auteur:** Karine Boivin  
Author:

**Date:** 2010

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Boivin, K. (2010). Développement d'une approche d'évaluation clinique de la  
cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients  
gonarthrosiques [Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal].  
Citation: PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/317/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/317/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de  
recherche:** Jacques A. de Guise, François Prince, & Nicola Hagemeister  
Advisors:

**Programme:** Génie biomédical  
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT D'UNE APPROCHE  
D'ÉVALUATION CLINIQUE DE LA CINÉMATIQUE  
TRIDIMENSIONNELLE DU GENOU DURANT LA  
MARCHE POUR DES PATIENTS  
GONARTHROSIQUES

KARINE BOIVIN  
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

THÈSE PRÉSENTÉE EN VUE DE L'OBTENTION  
DU DIPLÔME DE PHILOSOPHIAE DOCTOR  
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

MAI 2010

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL  
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Cette thèse intitulée :

DÉVELOPPEMENT D'UNE APPROCHE  
D'ÉVALUATION CLINIQUE DE LA CINÉMATIQUE  
TRIDIMENSIONNELLE DU GENOU DURANT LA  
MARCHE POUR DES PATIENTS  
GONARTHROSIQUES

présentée par : BOIVIN Karine

en vue de l'obtention du diplôme de : Philosophiae Doctor

a été dûment acceptée par le jury d'examen constitué de :

M. SAVARD Pierre, Ph.D., président

M. DE GUISE Jacques A., Ph.D., membre et directeur de la recherche

M. PRINCE François, Ph.D., membre et codirecteur de la recherche

M<sup>me</sup> HAGEMEISTER Nicola, Ph.D., membre et codirectrice de la recherche

M. COUSINEAU Denis, Ph.D., membre

M. MILNER Theodore E., Ph.D., membre

*Je la dédicace à mon grand-père  
et parrain, M. Roger Binette  
(décédé le 20 mars 2007) ainsi  
qu'à mon filleul Maxime Laporte.*

## REMERCIEMENTS

Je désire exprimer mes profonds remerciements à mon directeur de recherche, le professeur Jacques A. de Guise, ainsi qu'à mes deux co-directeurs, le professeur François Prince et la professeure Nicola Hagemeister, pour avoir été, ensemble, une équipe de direction disponible, soucieuse de transmettre une rigueur scientifique ainsi qu'une expérience de travail multidisciplinaire enrichissante. Plus personnellement, je tiens à souligner ma grande reconnaissance envers Jacques A. de Guise, à titre également de directeur de mon laboratoire d'attache, le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO), pour sa générosité, sa confiance tout au cours de la réalisation de ce projet et sa valorisation du travail coopératif entre étudiants chercheurs. Je remercie François Prince pour son apport judicieux, son approche rigoureuse et son regard critique dans l'interprétation des données biomécaniques. J'exprime ma grande reconnaissance envers Nicola Hagemeister pour son écoute et ses minutieux conseils au quotidien, me permettant de bénéficier de son sens pratique dans les processus de résolution de problèmes.

Je désire exprimer ma gratitude envers le Dre Katia Turcot, Monsieur Gerald Parent et Madame Sabine Husse, qui à titre de membres du LIO ont été de précieux collaborateurs dans l'accomplissement de ce travail doctoral : Katia Turcot, pour sa présence active dans le travail d'étroite collaboration que nous avons accompli à titre d'étudiantes doctorantes pour la réalisation de ce projet ; Gerald Parent, qui à titre de professionnel de recherche s'est impliqué avec dévouement et générosité dans le travail technique à mettre en œuvre (montage expérimental, développement de fonctions de calcul, etc.) ainsi que pour ses judicieux conseils de physicien ; Sabine Husse, qui à titre de professionnelle de recherche a aussi fourni une grande aide au niveau technique, dans le développement de fonctions de calcul.

Je souhaite exprimer ma grande reconnaissance envers le médecin spécialiste en physiatrie Michel Pelletier, la radiologiste Viviane Khoury, la physiothérapeute Madame Michelle Choquette et l'agente de recherche Madame Francine Bujold qui, tous les

quatre, ont assuré avec professionnalisme et générosité le suivi clinique des patients ayant pris part au projet. Des sincères remerciements sont aussi témoignés au médecin spécialiste en physiatrie, André Roy, pour sa contribution à l'évaluation clinique des participants asymptomatiques. Plus personnellement, je remercie le Dr Michel Pelletier qui a été prodigue de son temps à titre de guide pour parfaire mes connaissances sur les aspects cliniques de la pathologie à l'étude, la gonarthrose. De plus, je remercie Madame Michelle Choquette qui m'a fait vivre une expérience humaine enrichissante en acceptant de me partager, avec enthousiasme, son expérience et ses connaissances cliniques à travers un stage de formation (dans le cadre du programme MENTOR), en rééducation des patients gonarthrosiques en physiothérapie.

J'exprime également des sincères remerciements aux membres du LIO qui ont apporté leur contribution dans la réalisation ou le rayonnement de ce projet. À cet effet, je souligne le précieux travail de collaboration du professeur Rachid Aissaoui, de l'École de technologie supérieure, pour ses conseils judicieux en biomécanique, son implication dans le développement de modèles d'analyse utilisés dans le cadre du projet, entre autres, via la supervision d'étudiants dans le développement d'outils de traitement de données et la publication de divers travaux de recherche liés au projet. Je souligne aussi la précieuse collaboration du Dre Neila Mezghani, chercheuse associée au laboratoire, et du Dre Nathaly Gaudreault, chercheuse post-doctorante, qui toutes deux sont engagées dans la publication scientifique découlant des données acquises dans le cadre de ce projet. Je remercie également Benoit Lechasseur et Éric Tessier, étudiants de premier cycle de l'École de technologie supérieure, pour leur grande aide à éclaircir des aspects problématiques du processus d'analyse, dans le cadre d'un stage académique. De plus, j'exprime ma reconnaissance envers tous les membres du LIO, qui font de ce laboratoire un environnement de recherche stimulant, convivial et sympathique. Je profite de l'occasion pour remercier Brigitte Dubreuil, l'adjointe administrative, dévouée dans le support quotidien qu'elle apporte aux étudiants et investie dans l'organisation et l'ensemblement des occasions spéciales.

La mise en œuvre de ce projet n'aurait pu se faire sans la généreuse collaboration des volontaires ayant pris part à cette recherche : à eux, ma reconnaissance pour le temps alloué, la confiance accordée à notre groupe de recherche et le souci généreux de faire avancer la connaissance scientifique.

Pour permettre l'investissement de toutes ces ressources humaines dans la réalisation de cette recherche, divers organismes ont apporté une aide financière en termes de bourse et de subvention de recherche et plusieurs institutions universitaires et hospitalières ont fourni une infrastructure administrative et matérielle. À cet effet, je remercie les Instituts de recherche en santé du Canada (IRSC), le Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), la Chaire Marie Lou et Yves Cotrel de recherche en orthopédie du centre de recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM) et la Chaire de recherche du Canada en imagerie 3D et ingénierie biomédical (École de technologie supérieure) pour le soutien financier accordé au groupe de recherche du LIO. Je remercie également le CRSNG, le FQRNT (le Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies, programme de bourse FRSQ-FCAR santé) et le programme de formation MENTOR (financé par les IRSC) pour les bourses d'études octroyées et qui ont rendu possibles mes études doctorales. Je témoigne ma reconnaissance envers les institutions suivantes pour leurs diverses implications : l'Institut de génie biomédical et l'École Polytechnique de Montréal, l'École de technologie supérieure (département du génie de la production automatisée), l'Université de Montréal (département de kinésiologie), le Centre de recherche du CHUM (pavillons Notre-Dame et Saint-Luc), l'Institut de psychiatrie de Montréal et le centre communautaire pour aînés Projet Changement.

Je tiens aussi à souligner ma profonde gratitude envers le Dr Louis Laurencelle, professeur associé au département des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR), pour sa disponibilité dans l'accompagnement qu'il m'a offert à titre de guide, me prodiguant des conseils judicieux, à travers la démarche d'analyse statistique des données et à titre de réviseur linguistique du présent manuscrit.

Je tiens, aussi, à témoigner ma reconnaissance et mon affection envers Monsieur Jacques Boivin, mon père, qui est mon fidèle correcteur linguistique depuis toujours.

J'en profite également pour remercier mes collègues du département des sciences de l'activité physique de l'UQTR pour leur soutien au cours des deux dernières années d'aboutissement de ce projet doctoral.

Je tiens à manifester ma plus grande reconnaissance et tout mon amour à ma famille et mes proches, sans qui je ne serais jamais parvenu au bout de cette réalisation. Ils n'ont jamais cessé d'être à mes côtés et de croire au succès, malgré les épreuves traversées. Je remercie Jacques et Francine, mes parents, pour leur amour, ainsi que mon frère Yannick pour sa grande confiance et son appui. Je remercie ma cousine Claudine et sa magnifique famille ainsi que mon oncle Robert avec sa compagne Louise pour leur écoute et leurs encouragements tout au cours de cette longue aventure. Enfin, je tiens à remercier tout particulièrement Denis et Hossine, Ritcher, Marie-France, Léa, Patrick, Nancy et François pour leur affection très chère.



## RESUME

Il n'existe aucun traitement curatif permettant de contrer l'arthrose au genou (ou gonarthrose), cette maladie dégénérative du système musculo-squelettique qui affecte la qualité de vie en altérant, notamment, la réalisation des tâches locomotrices. Compte tenu des conséquences indésirables de la gonarthrose, de sa haute prévalence et des évidences scientifiques récentes démontrant l'apport de facteurs de nature biomécanique dans son développement ainsi que sa progression, il s'imposait d'investir dans le développement d'outils d'évaluation clinique basés sur des mesures biomécaniques objectives, prises en contexte dynamique et complémentaires aux évaluations actuelles, visant ainsi à améliorer le suivi des patients. C'est dans cette optique qu'a été orientée cette recherche, dont l'objectif général est de proposer une approche biomécanique, applicable en milieu clinique, évaluant des paramètres issus d'une analyse en trois dimensions (3D) de la cinématique angulaire autour du genou pathologique lors de la marche, chez des patients gonarthrosiques. Les objectifs spécifiques sont d'évaluer la faisabilité de la méthode de mesure (étude 1) et de déterminer les qualités psychométriques de validité conceptuelle (étude 2 et quelques analyses complémentaires) et de fidélité (étude 3) des paramètres de cinématique angulaire.

Au total, 49 personnes, soit 16 formant le groupe de personnes asymptomatiques (AS) [âge moyen de  $66 \pm 7$  ans] et 33 formant le groupe de patients gonarthrosiques (AO) [âge moyen de  $63 \pm 8$  ans] ont concouru à ce projet. La participation des patients OA impliquait des évaluations de suivi en biomécanique en concomitance avec un suivi médical approprié. Ce dernier consistait en trois évaluations en physiatrie (1-éligibilité et évaluation de base, 2-suivi, 3-suivi et évaluation du changement clinique) ainsi qu'un programme de rééducation en physiothérapie (réparti sur 12 semaines). En cours de suivi médical, une batterie de tests cliniques était administrée (évaluant la douleur et la fonction motrice) dans le but de comparer ces mesures à celles de nature biomécanique. Le suivi biomécanique comportait une période de familiarisation à la procédure d'évaluation (marche sur tapis roulant et port d'un exosquelette autour du genou

pathologique pour la prise des mesures cinématiques) suivie de trois sessions d'évaluation. Les deux premières sessions se déroulaient quelques jours après la période de familiarisation et juste avant le début du traitement en physiothérapie. La dernière session d'évaluation biomécanique avait lieu immédiatement après la fin du traitement. Les personnes formant le groupe AS participaient uniquement à la période de familiarisation ainsi qu'aux deux sessions d'évaluation biomécanique en pré traitement.

L'évaluation biomécanique consistait en des exercices de marche sur tapis roulant selon deux conditions d'évaluation : sans et avec le port de l'exosquelette. Les forces et les moments de réaction en 3D au niveau du tapis roulant étaient mesurés (par des plateformes de force intégrées). Les positions spatiales en 3D de marqueurs de mouvement disposés sur des corps rigides, fixés à leur tour de façon quasi rigide aux divers segments corporels (bassin, cuisse, jambe et pied) du membre inférieur évalué, étaient aussi enregistrées (par un système optoélectronique composé de caméras). Aux niveaux de la cuisse et de la jambe, les marqueurs de mouvement étaient disposés sur l'exosquelette (via les corps rigides), servant à réduire les erreurs de mesure dues aux mouvements parasites entre la peau et les os. Plusieurs variables biomécaniques décrivant un cycle de marche ont été analysées : 13 paramètres spatio-temporels, 42 paramètres issus des forces de réaction, 22 paramètres issus de la cinématique angulaire autour du genou et 2 paramètres estimant les moments articulaires. De plus, une échelle visuelle analogique (EVA de 100 mm) était utilisée pour quantifier l'intensité de la douleur autour du genou, avec et sans le port de l'exosquelette.

La première étude (sur la faisabilité de la méthode) visait à déterminer les effets du port de l'exosquelette sur le niveau de douleur au genou pathologique (résultats des EVA) et sur le patron de marche (évalué sur les paramètres spatio-temporels et ceux issus des forces de réaction). Ces effets étaient déterminés sur les patients à travers le suivi biomécanique afin d'étudier leur stabilité inter-sessions. Des analyses de variance ont été réalisées pour déterminer les changements significatifs. Le port de l'exosquelette induisait une légère augmentation de la douleur (de 10 mm en moyenne), statistiquement significative et frôlant le seuil de signifiante clinique. Le port de l'exosquelette affectait

significativement un des 13 paramètres spatio-temporels et 14 des 42 paramètres issus de l'analyse des forces de réaction, l'ampleur des effets étant inférieure à 7%. Ces effets montrent que, lors du port de l'exosquelette, les participants adoptaient une marche dite *précautionneuse* sans y perturber la symétrie bilatérale des membres inférieurs. De plus, les effets obtenus sur le patron de marche étaient stables d'une session d'évaluation à l'autre.

La seconde étude (sur la validité conceptuelle) avait pour but de repérer les paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou qui discriminent entre les patients OA et les personnes AS ou qui sont sensibles à l'évolution du degré de détérioration structurale du genou (selon la sévérité radiologique). Les patients furent subdivisés en quatre sous-groupes ( $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ ,  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ ) pour les analyses. Ces dernières ont porté sur les 22 paramètres de cinématique angulaire autour du genou. Des ANOVA, avec le contraste AS vs  $OA_{KL1,2,3,4}$  (ensemble des quatre sous-groupes OA), ont été effectuées pour cerner les paramètres significativement discriminants, et des analyses de variation monotone ( $\bar{E}^2$ ) ont été réalisées pour déterminer ceux sensibles à l'évolution de la détérioration du genou. Neuf paramètres, issus des trois plans de mouvement articulaire (en flexion/extension, adduction/abduction et en rotations tibiales interne/externe) sont ressortis comme étant sensibles et quatre paramètres discriminants ont été observés, tous découlant de l'analyse du plan frontal (adduction/abduction). De plus, des analyses complémentaires (corrélations et tests de Dunnett) ont permis de montrer que l'amplitude de mouvement dans le plan frontal et le degré de fléchissement en varus durant la mise en charge à la marche ainsi que le désalignement dans le plan frontal lors de l'appui unilatéral à la marche sont des paramètres de cinématique angulaire qui se démarquent pour leur capacité discriminante comparativement à d'autres mesures reconnues comme étant associées au développement et à la progression de la pathologie (désalignement en varus/valgus évalué en condition statique et paramètres issus du moment adducteur externe autour du genou). Le fléchissement en varus est aussi ressorti comme étant associé à la douleur ainsi qu'à la fonction motrice

des patients gonarthrosiques grâce à des comparaisons des données biomécaniques avec celles de la batterie de tests cliniques.

La dernière étude visait à jauger la fidélité test-retest (stabilité des mesures entre les deux sessions d'évaluation en pré traitement) des paramètres de cinématique angulaire qui sont ressortis comme étant discriminants ou sensibles à la détérioration du genou lors de la seconde étude. Les coefficients de corrélation intra-classe (CCI) calculés à cet effet se chiffraient tous au-dessus de 0,75 et les erreurs-types ( $S_E$ ) correspondantes étaient inférieures à  $3,0^\circ$ . Ces résultats montrent que la méthode d'évaluation utilisée dans ce projet permet l'obtention de mesures de cinématique ayant un bon à excellent niveau de fidélité pour des patients gonarthrosiques.

Nos résultats démontrent la pertinence de l'évaluation de la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique pour le suivi clinique des patients gonarthrosiques. Ils font aussi ressortir le caractère hétérogène des manifestations de la pathologie et donc l'importance de l'étudier selon des catégories d'atteinte mieux définies. D'autres études sont nécessaires pour poursuivre la démarche de validité des paramètres proposés dans ce travail.

## ABSTRACT

There is no curative treatment for knee osteoarthritis (OA). This degenerative disease of the musculoskeletal system affects the quality of well-being of patients, notably by impairing the execution of locomotor tasks. Considering the undesirable consequences of OA, its high prevalence and the recent scientific evidences showing that some biomechanical factors are implied in its development as well as its progression, it was important, in order to improve patients' follow-up, to investigate in the development of tools for clinical evaluation based on objective biomechanical measurements taken in a dynamic context and which could complement the already existing evaluation methods. The general purpose was to propose a biomechanical approach, applicable in a clinical context, for evaluating three-dimensional (3D) angular kinematic parameters at the pathological knee level of OA patients during gait. Specific objectives were to determine the feasibility of the measurement method here proposed (study 1) and to evaluate psychometric properties like construct validity (in study 2 and a section of supplementary analyses) and reliability (in study 3) of the knee angular kinematic parameters.

Forty nine persons (49) were involved in this research: 16 of them formed the asymptomatic group (AS) [mean age of  $66 \pm 7$  years] and the 33 others formed the knee OA patients' group [mean age of  $63 \pm 8$  years]. For the OA patients, taking part in this research involved participating in a biomechanical follow-up concurrent to a specific medical follow-up. This last follow-up contained three psychiatric evaluations and a rehabilitation program in physiotherapy (lasting 12 weeks). During that medical follow-up, a battery of clinical tests was administered (evaluating pain and physical function) in order to compare these measurements to the biomechanical ones. The biomechanical follow-up consisted in a session of habituation to gait analysis (getting used to treadmill walking and to wear, around the pathological knee, the exoskeleton used to measure knee kinematics), followed by three gait analysis sessions. The first two sessions of gait analysis occurred a few days after the habituation session and just before the start of the

rehabilitation program (or treatment) in physiotherapy. The last session took place immediately after the end of the treatment. Participants who formed the AS group were involved only in the habituation session and the first two sessions of gait analysis.

Gait analysis involved the evaluation of treadmill walking over two specific conditions: without and with the exoskeleton. Three-dimensional ground reaction forces and moments were measured with two force platforms integrated to the treadmill. Three-dimensional trajectories (or spatial positions) of movement markers, rigidly affixed to different body segments of the targeted lower limb (pelvic, thigh, leg, foot) via rigid bodies, were recorded by a six-camera optoelectronic system. At the thigh and leg levels of the lower limb, movement markers on rigid bodies were affixed on the exoskeleton. This measurement system was developed to reduce errors due to skin artefact movements relative to the bone. Several biomechanical variables describing gait cycle were analyzed: 13 spatiotemporal parameters, 42 force and time-force parameters, 22 knee angular kinematic parameters and 2 joint moment parameters. Furthermore, a visual analog scale (100 mm - VAS) was used to quantify knee pain intensity under the two conditions assessed: without and with the exoskeleton.

The first study (on the feasibility of the measurement method) was focused on the determination of the effects of wearing the exoskeleton on pain in the pathological knee (results of VAS) and on gait patterns of the OA patients (assessed by the spatiotemporal as well as by the force and time-force parameters). These effects were evaluated across the biomechanical follow-up in order to estimate their inter-sessions stability. Analyses of variance were realised to determine statistical significant changes. Wearing the exoskeleton induced a small increase of knee pain (10 mm on average) which was statistically significant and, from a practical point of view, on the border of clinical significance. Wearing the exoskeleton altered significantly one of the 13 spatiotemporal parameters analysed and 14 of the 42 force and time-force parameters. Over all, observed effect sizes were less than 7%. The results obtained on gait parameters demonstrated that patients preserved gait symmetry for the two lower limbs, but they adopted a more *cautious* gait strategy when walking with the exoskeleton.

Moreover, all effects observed in this study were stable across the three sessions of gait analysis.

The second study (on construct validity) aimed at finding 3D knee angular kinematic parameters apt to discriminate OA patients from the AS participants or to find parameters that were sensitive to the evolution of the structural deterioration of the knee joint (with regard to the radiographic severity). OA patients were subdivided in four subgroups (OA<sub>KL1</sub>, OA<sub>KL2</sub>, OA<sub>KL3</sub> and OA<sub>KL4</sub>) for analysis purposes. In order to determine significantly discriminating parameters, analyses of variance using contrast AS vs. OA<sub>KL1,2,3,4</sub> (regrouping the four OA patients' subgroups) were performed on the 22 knee angular kinematic parameters. To identify from these parameters those that covaried significantly with the deterioration of knee joint, analyses of isotonus variation ( $\bar{E}^2$ ) were realised. Nine parameters resulting of the analysis of the three plans of joint motion (flexion/extension, adduction/abduction and internal/external tibiae rotations) were significantly sensitive to the progressive deterioration levels of the knee. Four parameters, all resulting from the analysis of the frontal plane of joint motion (adduction/abduction), were significantly discriminating. Furthermore, additional analyses (correlation coefficients and Dunnett's *t*-tests) showed that three parameters (amplitude of motion in the frontal plane as well as varus bending, both occurring during the loading phase of gait, and frontal knee misalignment during the phase of single support of gait) are knee angular kinematic measurements having a better discriminating capacity than other biomechanical measures that have been recognised as development and progressive factors of knee OA (static knee misalignment in varus/valgus and external knee adduction moment parameters). Comparisons between the clinical measurements (from the battery of clinical tests) with the biomechanical measurements have shown that the parameter measuring varus bending around the knee during gait was significantly associated to knee pain and to the physical function of knee OA patients.

The last study was conducted to determine the test-retest reliability (measurement property related to inter-session stability) of the 3D knee angular kinematics parameters that have been shown to be discriminating or sensitive to the

deterioration levels of knee joint at the second study. The intra class coefficients of correlation (ICC) obtained all reached over 0.75 and the associated standard errors of measurement ( $S_E$ ) were lower than  $3.0^\circ$ . These results show that the biomechanical method of measurement proposed in this research allows the evaluation of reliable 3D angular kinematic parameters at the pathological knee level of OA patients.

Our research demonstrates the relevance of the evaluation of 3D angular kinematic around the pathological knee in the medical follow-up of knee OA patients. Our results highlight also the heterogeneous feature of knee OA, which strongly suggests the use of better defined illness categories to study this disease. Other studies will be necessary to pursue the validation approach on the knee kinematic parameters proposed in this research work.



## TABLE DES MATIERES

Dédicace .....	iii
Remerciements .....	iv
Résumé .....	viii
Abstract.....	xii
Table des matières.....	xvi
Liste des tableaux .....	xxi
Liste des figures .....	xxiii
Liste des sigles et abréviations .....	xxvi
Liste des annexes .....	xxix
Chapitre 1. Introduction.....	1
Chapitre 2. Cadre théorique .....	5
2.1. <i>La faisabilité de l'approche</i> .....	6
2.2. <i>La validité de la mesure</i> .....	7
2.2.1. Définition .....	7
2.2.2. Types de validité .....	8
2.2.3. Évaluation de la validité.....	10
2.3. <i>La fidélité de la mesure</i> .....	12
2.3.1. Définition .....	12
2.3.2. Types de fidélité.....	13
2.3.3. Évaluation de la fidélité .....	14
Chapitre 3. Recension des écrits .....	17
3.1. <i>L'épidémiologie de l'arthrose</i> .....	17
3.1.1. Définition de l'arthrose .....	18
3.1.1.1. Définition générale .....	18
3.1.1.2. Critères de diagnostic .....	21
3.1.1.3. Classification des types d'arthrose .....	22
3.1.2. Prévalence et incidence .....	26
3.1.2.1. Prévalence de l'arthrose.....	26
3.1.2.2. L'incidence de l'arthrose .....	32
3.1.2. Conséquences de l'arthrose sur la personne et pour la société .....	33
3.1.3.1. Conséquences sur la personne .....	33

3.1.3.2.	<i>Conséquences pour la société</i> .....	37
<b>3.1.</b>	<b><i>Les types d'arthrose au genou (ou de gonarthrose)</i></b> .....	<b>39</b>
3.2.1.	Anatomie du genou .....	39
3.2.2.	Les atteintes radiologiques au genou .....	41
<b>3.3.</b>	<b><i>Les outils cliniques actuels pour le dépistage et le suivi des patients gonarthrosiques</i></b> .....	<b>44</b>
3.3.1.	L'examen clinique des professionnels de la santé .....	44
3.3.2.	Les méthodes radiologiques .....	45
3.3.3.	Autres outils et méthodes complémentaires .....	48
3.3.3.1.	<i>Imagerie médicale</i> .....	48
3.3.3.2.	<i>Questionnaires</i> .....	52
3.3.3.3.	<i>Tests d'aptitudes physiques</i> .....	56
3.3.4.	Limites aux méthodes de diagnostic ou de suivi clinique .....	60
<b>3.4.</b>	<b><i>Pertinence de l'évaluation de la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique arthrosique</i></b> .....	<b>61</b>
3.4.1.	Mouvements dans le plan sagittal .....	62
3.4.2.	Mouvements dans le plan transverse .....	65
3.4.3.	Mouvements dans le plan frontal .....	67
<b>3.5.</b>	<b><i>Évaluation de la cinématique autour du genou</i></b> .....	<b>74</b>
3.5.1.	Méthodes de mesure non invasives et principales sources d'erreur .....	75
3.5.1.1.	<i>Électrogoniométrie de surface</i> .....	75
3.5.1.2.	<i>Utilisation de marqueurs cutanés et d'un système d'analyse du mouvement</i> .....	77
3.5.2.	Approches développées pour réduire l'erreur due aux mouvements parasites des marqueurs cutanés .....	81
3.5.3.	Méthode utilisée dans le cadre de ce projet .....	83
3.5.3.1.	<i>Méthode de mesure des déplacements des segments corporels</i> .....	83
3.5.3.2.	<i>Procédure de définition du système de coordonnées articulaire</i> .....	84
<b>Chapitre 4.</b>	<b><i>Méthodologie générale</i></b> .....	<b>87</b>
<b>4.1.</b>	<b><i>Participants</i></b> .....	<b>87</b>
4.1.1.	Recrutement .....	87
4.1.2.	Critères d'inclusion et d'exclusion .....	88
4.1.3.	Consentement .....	88
4.1.4.	Caractéristiques démographiques des participants .....	88
<b>4.2.</b>	<b><i>Plan du projet</i></b> .....	<b>91</b>

<b>4.3. Aspects cliniques.....</b>	<b>94</b>
4.3.1. Évaluations en physiothérapie .....	94
4.3.2. Traitement et évaluation en physiothérapie .....	95
<b>4.4. Aspects biomécaniques.....</b>	<b>97</b>
4.4.1. Session de familiarisation aux évaluations .....	97
4.4.2. Sessions d'évaluation biomécanique.....	98
4.4.2.1. Préparation des participants.....	98
4.4.2.2. Tâche expérimentale, collecte des données et instrumentation.....	101
4.4.2.3. Méthode de définition d'un système de coordonnées au genou .....	102
4.4.2.4. Traitement et analyse des données.....	106
<b>4.5. Sommaire des analyses et statistiques effectuées à travers le projet .....</b>	<b>111</b>
<b>Chapitre 5. Première étude - faisabilité de la méthode d'évaluation .....</b>	<b>112</b>
<b>5.1. Objectifs de l'étude .....</b>	<b>112</b>
5.1.1. Objectif général .....	112
5.1.2. Objectifs spécifiques .....	112
<b>5.2. Aspects méthodologiques.....</b>	<b>113</b>
5.2.1. Participants .....	113
5.2.2. Variables étudiées .....	113
5.2.3. Analyses statistiques .....	115
<b>5.3. Résultats.....</b>	<b>115</b>
5.3.1. Effets du port de l'exosquelette sur la douleur au genou .....	115
5.3.2. Effets du port de l'exosquelette sur les paramètres spatio-temporels .....	116
5.3.3. Effets du port de l'exosquelette sur les paramètres de forces de réaction.....	119
<b>5.4. Discussion .....</b>	<b>123</b>
5.4.1. Effets du port de l'exosquelette sur la douleur au genou .....	123
5.4.2. Effets du port de l'exosquelette sur le patron de marche .....	124
<b>5.5. Conclusion .....</b>	<b>126</b>
<b>Chapitre 6. Seconde étude - validité conceptuelle.....</b>	<b>127</b>
<b>6.1. Objectifs et hypothèses de recherche .....</b>	<b>127</b>
6.1.1 Objectifs généraux .....	127
6.1.2 Hypothèses de recherche.....	128
<b>6.2. Aspects méthodologiques.....</b>	<b>129</b>
6.2.1. Participants.....	129

6.2.2.	Variables dépendantes étudiées.....	131
6.2.3.	Analyses statistiques .....	135
<b>6.3.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>137</b>
6.3.1.	Variables biométriques.....	137
6.3.2.	Paramètres de cinématique angulaire.....	138
6.3.2.1.	Paramètres extraits du patron de flexion/extension.....	138
6.3.2.2.	Paramètres extraits du patron de rotations tibiales interne/externe.....	143
6.3.2.3.	Paramètres extraits du patron d'adduction/abduction .....	149
6.3.3.	Paramètres spatio-temporels .....	155
<b>6.4.</b>	<b>Discussion .....</b>	<b>157</b>
6.4.1.	Critère de formation des sous-groupes de patients .....	157
6.4.2.	Patron de flexion/extension.....	158
6.4.3.	Patron de rotations tibiales interne/externe .....	162
6.4.4.	Patron d'adduction/abduction .....	167
6.4.5.	Paramètres spatio-temporels .....	171
6.4.6.	Effet du poids corporel.....	173
6.4.7.	Effets de la vitesse de marche .....	174
<b>6.5.</b>	<b>Conclusion .....</b>	<b>175</b>
<b>Chapitre 7.</b>	<b>Troisième étude - fidélité test-retest.....</b>	<b>176</b>
<b>7.1.</b>	<b>Objectifs de recherche .....</b>	<b>176</b>
7.1.1.	Objectif général .....	176
7.1.2.	Objectifs spécifiques .....	177
<b>7.2.</b>	<b>Aspects méthodologiques.....</b>	<b>177</b>
7.2.1.	Participants.....	177
7.2.1.1.	Étude sur l'échantillon de patients gonarthrosiques (échantillon 1).....	177
7.2.1.2.	Étude sur l'ensemble des participants au projet (échantillon 2).....	178
7.2.2.	Plan expérimental.....	178
7.2.3.	Analyses statistiques .....	178
<b>7.3.</b>	<b>Résultats.....</b>	<b>179</b>
7.3.1.	Fidélité évaluée sur l'échantillon de patients (échantillon 1).....	179
7.3.1.1.	Condition de marche à la vitesse confortable .....	180
7.3.1.2.	Condition de marche à la vitesse rapide .....	180
7.3.2.	Fidélité évaluée sur l'ensemble des participants (échantillon 2) .....	183

<b>7.4. Discussion .....</b>	<b>183</b>
7.4.1. Niveau de fidélité .....	184
7.4.2. Précision sur la mesure.....	186
7.4.3. Influence de la vitesse de marche.....	187
7.4.4. Influence du type d'échantillons .....	187
<b>7.5. Conclusion .....</b>	<b>188</b>
<b>Chapitre 8. Section de résultats complémentaires aux études .....</b>	<b>189</b>
<b>8.1. Présentation des résultats et discussion.....</b>	<b>191</b>
8.1.1. Relation entre la cinématique angulaire dans le plan frontal, le désalignement en varus /valgus et le moment adducteur externe .....	191
8.1.2. Relation entre les mesures biomécaniques et les mesures cliniques.....	195
<b>8.2. Conclusion .....</b>	<b>195</b>
<b>Chapitre 9. Discussion et conclusion générales .....</b>	<b>200</b>
<b>9.1. Retour sur les études et ouverture vers des projets futurs .....</b>	<b>200</b>
9.1.1. Étude 1 : faisabilité de la méthode d'évaluation .....	200
9.1.2. Étude 2 et résultats complémentaires : validité conceptuelle des paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou .....	203
9.1.3. Étude 3 : fidélité test-retest des paramètres de cinématique angulaire pertinents pour le suivi des patients gonarthrosiques.....	211
<b>9.2. Limites de ce projet de recherche.....</b>	<b>213</b>
9.2.1. Petite taille échantillonnale .....	213
9.2.2. Une méconnaissance de la justesse des mesures de cinématique angulaire et de désalignement fonctionnel en varus/valgus.....	214
9.2.3. Exercice de marche standardisée .....	220
<b>9.3. Conclusion générale .....</b>	<b>222</b>
<b>Références bibliographiques .....</b>	<b>226</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>242</b>

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1. Principaux types d'arthrite au Canada .....	<b>20</b>
Tableau 3.2. Critères de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR .....	<b>22</b>
Tableau 3.3. Classification des types d'arthrose .....	<b>25</b>
Tableau 3.4. Prévalence de l'arthrose symptomatique à travers six pays .....	<b>28</b>
Tableau 3.5. Signes cliniques de la gonarthrose .....	<b>45</b>
Tableau 4.1. Recensement des critères d'inclusion et d'exclusion au projet.....	<b>89</b>
Tableau 4.2. Caractéristiques démographiques des deux groupes étudiés.....	<b>91</b>
Tableau 4.3. Sommaire des mesures cliniques.....	<b>97</b>
Tableau 4.4. Modèle de disposition des marqueurs de surface.....	<b>100</b>
Tableau 4.5. Sommaire des paramètres et des analyses pour chacune des études.....	<b>111</b>
Tableau 5.1. Paramètres spatio-temporels et paramètres en 3D des forces de réaction du tapis .....	<b>114</b>
Tableau 5.2. Moyennes obtenues sur les paramètres spatio-temporels entre les conditions avec et sans le port de l'exosquelette .....	<b>118</b>
Tableau 5.3. Paramètres issus des forces de réaction du tapis pour lesquels des effets significatifs ont été obtenus entre les conditions avec et sans le port de l'exosquelette	<b>122</b>
Tableau 6.1. Caractéristiques démographiques des sous-groupes étudiés à la condition de marche à la vitesse confortable .....	<b>130</b>
Tableau 6.2. Définition des paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou .....	<b>132</b>
Tableau 6.3. Résultats sur les paramètres de flexion/extension pour la condition de marche à la vitesse confortable .....	<b>142</b>
Tableau 6.4. Résultats sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe pour la condition de marche à la vitesse confortable .....	<b>146</b>
Tableau 6.5. Résultats sur les paramètres en adduction/abduction pour la condition de marche à la vitesse confortable .....	<b>154</b>
Tableau 6.6. Résultats sur les paramètres spatio-temporels pour la condition de marche à la vitesse confortable.....	<b>156</b>
Tableau 7.1. Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 1 pour la marche à la vitesse confortable .....	<b>181</b>
Tableau 7.2. Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 1 pour la marche à la vitesse rapide .....	<b>182</b>

Tableau 8.1. Matrice de corrélations entre les paramètres biomécaniques issus de l'analyse du plan frontal au niveau du genou.....	<b>197</b>
Tableau 8.2. Report des résultats de fidélité test-retest pour les paramètres de cinématique et de désalignement .....	<b>197</b>
Tableau 8.3. Résultats des ANOVA et des tests de Dunnett .....	<b>198</b>
Tableau 8.4. Matrice de corrélations entre les paramètres biomécaniques et les mesures cliniques .....	<b>199</b>

## LISTE DES FIGURES

Figure 2.1. Illustration schématique de la structure de la thèse et des études qui la composent .....	16
Figure 3.1. Patron des atteintes arthrosiques dans les articulations périphériques selon la cohorte de Dicomano. Ce diagramme a été tiré et reproduit de Mannoni et coll. (2003)	31
Figure 3.2. Prévalence de l'arthrose au genou en fonction de l'âge, du sexe et de différentes régions. ....	31
Figure 3.3. Le pourcentage de personnes atteintes d'arthrose rapportant des limitations au quotidien (soins personnels, déplacement intérieur, déplacement extérieur et loisirs) est exprimé en fonction de l'âge (à droite) ou selon les sites articulaires atteints (à gauche). ....	34
Figure 3.4. Schéma illustrant l'anatomie du genou dans les plans frontal, sagittal et horizontal.....	40
Figure 3.5. Illustration, pour un genou droit, de la distribution de la prévalence radiologique de la présence d'ostéophytes et de sclérose entre les compartiments fémorotibiaux. ....	43
Figure 3.6. Illustration de trois types de désalignement autour du genou dans le plan frontal (images du haut) et de leur effet sur le squelette (images du bas).....	68
Figure 3.7. Illustration représentant l'effet du moment adducteur externe autour du genou du membre inférieur en appui unilatéral à la marche. ....	69
Figure 3.8. Illustration du concept de fléchissement en varus autour du genou [ou <i>Varus thrust</i> selon Chang et coll. (2004)] qui est un changement angulaire en adduction autour du genou qui se produit au cours de la mise en phase du poids corporel sur le membre inférieur à la marche.....	73
Figure 4.1. Diagramme de suivi des volontaires et des participants au projet.....	90
Figure 4.2. Schéma du plan du projet incluant toutes ses composantes : évaluations cliniques en physiatrie et en physiothérapie, traitement ou programme de rééducation en physiothérapie, familiarisation à l'évaluation biomécanique et évaluations biomécaniques. ....	93
Figure 4.3. Photos montrant la disposition des marqueurs sur un participant, l'exosquelette et un corps rigide composé de marqueurs de mouvement.....	100
Figure 4.4. Illustration des deux RLA orthogonaux au niveau fémoral (f) et tibial (t), où Z représente l'axe longitudinal, X médio-latéral et Y antéropostérieur, pour chacun des référentiels. ....	104
Figure 4.5. Illustrations dans le plan frontal des axes longitudinaux de la cuisse ( $Z_f$ ) et de la jambe ( $Z_t$ ) servant à calculer le désalignement fonctionnel autour du genou en varus/valgus. ....	105



Figure 4.6. Schéma représentatif du patron de la force de réaction verticale du tapis pour le membre évalué (MÉ) et celui opposé (MO), exprimée en pourcentage du poids corporel [%PC]), en fonction du pourcentage du cycle de marche du membre évalué.	107
Figure 5.1. Schéma montrant les paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis.	114
Figure 5.2. L'intensité de la douleur au genou est exprimée en fonction des conditions avec et sans le port de l'exosquelette, et cela pour chacune des sessions d'évaluation biomécanique.	116
Figure 5.3. Patrons moyens en 3D des forces de réaction du tapis pour la condition de marche à vitesse rapide avec ou sans le port de l'exosquelette.	121
Figure 6.1. Identification des paramètres de cinématique angulaire sur des patrons typiques de mouvement en sagittal et en transverse lors d'un cycle de marche.	133
Figure 6.2. Identification des paramètres de cinématique angulaire sur des patrons typiques de mouvement en sagittal et en frontal lors d'un cycle de marche.	134
Figure 6.3. Graphique du poids corporel en fonction de chacun des cinq groupes étudiés.	137
Figure 6.4. Le graphique du haut illustre le patron moyen de flexion/extension, exprimé en fonction des pourcentages du cycle de marche, de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques par rapport à celui des personnes AS. Le graphique du bas illustre le patron moyen du groupe de patients OA <sub>KL1,2,3,4</sub> en comparaison avec celui des personnes AS.	141
Figure 6.5. Le graphique du haut illustre le patron moyen de rotations tibiales interne/externe, exprimé en fonction des pourcentages du cycle de marche, de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques par rapport à celui des personnes AS. Le graphique du bas illustre le patron moyen du groupe de patients OA <sub>KL1,2,3,4</sub> en comparaison au patron moyen des personnes AS.	147
Figure 6.6. Graphiques illustrant les quatre types de patron de mouvement de rotations tibiales qui ont été observés chez les participants.	148
Figure 6.7. Évolution entre les groupes de l'angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ), du changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ ) et de la position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ).	152
Figure 6.8. Le graphique du haut illustre le patron moyen en adduction (ADD)/abduction (ABD), exprimé en fonction des pourcentages du cycle de marche, de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques par rapport à celui des personnes AS. Le graphique du bas illustre le patron moyen des patients du groupe OAKL1,2,3,4 en comparaison au patron moyen des personnes AS.	153
Figure 6.9. Ce graphique illustre le patron de flexion moyen de trois patients gonarthrosiques atteints selon des grades de sévérité radiologiques différents (P_OA <sub>KL2</sub> ,	

P\_OA<sub>KL3</sub> et P\_OA<sub>KL4</sub>) en comparaison avec le patron de flexion moyen du groupe de personnes asymptomatiques (G\_AS). .....**162**

Figure 8.1. Représentation graphique des deux paramètres issus du patron du moment adducteur (ADD)/abducteur(ABD) externe en fonction du pourcentage de la phase de support à la marche. ....**190**

## LISTE DES SIGLES ET ABREVIATIONS

%	Pourcentage
≈	Environ égal à
°	Degré
3D	Trois dimensions
ACR	American College of Rheumatology
ANCOVA	Analyse de variance avec covariable
ANOVA	Analyse de variance
AP	Antéropostérieur
AS	Groupe de participants asymptomatiques
AU	Phase d'appui unilatéral
AVC	Accident vasculaire cérébral
c.-à-d.	C'est-à-dire
CAST	Calibration of Anatomical System Technique
CCI	Coefficient de corrélation intra classe
CHUM	Centre hospitalier de l'Université de Montréal
cm	Centimètre
CM	Cycle de marche
CM <sub>E</sub>	Carré moyen erreur
CMP	Carpo-métacarpienne du pouce
CM <sub>S</sub>	Carré moyen des sujets
CRSNG	Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie du Canada
DAC	Phase de double appui lors de la mise en charge
Dap	Phase de double appui lors de la poussée
DM	Différence minimale requise
$\bar{E}^2$	Analyse de variation monotone
EQ	Euroqol
EQM	Erreur quadratique moyenne
EVA	Échelle visuelle analogique
f	Fémoral
FQRNT	Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies
GAG	Glycosamino-glycane
G <sub>KL</sub>	Grade de sévérité radiologique de l'arthrose selon l'échelle de Kellgren et Lawrence (1957)
Hz	Hertz
I	Fonction indicatrice
IC	Intervalle de confiance
ICC	Intra class coefficients of correlation
IMC	Indice de masse corporelle

IPD	Interphalangiennes distales
IPP	Interphalangiennes proximales
IRM	Imagerie par résonnance magnétique
IRSC	Instituts de recherche en santé du Canada
IRSC	Instituts de recherche en santé du Canada
$k$	Nombre de niveaux de comparaison ou comparés
kg	Kilogramme
LCA	Ligament croisé antérieur
LCP	Ligament croisé postérieur
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et en orthopédie
m	Mètre
M. inf	Membre inférieur
MANOVA	Analyse de variance à plusieurs variables
Max	Maximum
MÉ	Membre évalué
méthode FP	Méthode fonctionnelle et posturale
Min	Minimum
ML	Médio-latéral
mm	Milimètre
MO	Membre opposé
$n$	Taille échantillonnale
NHP	Nottingham health profile
OA	Groupe de patients gonarthrosiques
OA <sub>KL1</sub>	Sous-groupe de patients ayant une atteinte arthrosique au niveau du compartiment fémorotibial interne de grade 1 selon l'échelle Kellgren et Lawrence (1957)
OA <sub>KL1,2,3,4</sub>	Ensemble des quatre sous-groupes de patients gonarthrosiques
OA <sub>KL2</sub>	Sous-groupe de patients ayant une atteinte arthrosique au niveau du compartiment fémorotibial interne de grade 2 selon l'échelle Kellgren et Lawrence (1957)
OA <sub>KL3</sub>	Sous-groupe de patients ayant une atteinte arthrosique au niveau du compartiment fémorotibial interne de grade 3 selon l'échelle Kellgren et Lawrence (1957)
OA <sub>KL4</sub>	Sous-groupe de patients ayant une atteinte arthrosique au niveau du compartiment fémorotibial interne de grade 4 selon l'échelle Kellgren et Lawrence (1957)
OR	Odds ratio
$p$	Indice de probabilité
p. ex.	Par exemple
P_OA <sub>KL2</sub>	Patient du sous-groupe OA <sub>KL2</sub>
P_OA <sub>KL3</sub>	Patient du sous-groupe OA <sub>KL3</sub>
P_OA <sub>KL4</sub>	Patient du sous-groupe OA <sub>KL4</sub>
PC	Poids corporel
PG	Protéoglycane
PS	Phase de support

QWB	Quality of well being
$r$	Corrélation
RLA	Système de référence local et anatomique
RLE	Système de référence local et externe
s	Seconde
$S_E$	Erreur type de mesure
SF-36	Short form 36
SIP	Sickness impact profile
SSA	Automatic singular spectrum analysis
t	Tibial
T	Taille ou grandeur d'une personne
TMT	Tarso-métatarsienne
UQTR	Université du Québec à Trois-Rivières
V	Vertical
VAS	Visual analog scale
WOMAC	Western Ontario MacMaster University Osteoarthritis Index
X	Axe ou composante médio-latéral
Y	Axe ou composante antéropostérieur
Z	Axe ou composante longitudinal
$\alpha$	Seuil alpha
$\Delta$	Changement ou variation
$\theta$	Angle (valeur ou positionnement angulaire)

## **LISTE DES ANNEXES**

Annexe 1. Musculature autour du genou .....	<b>242</b>
Annexe 2. Fiches d'évaluation clinique .....	<b>243</b>
Annexe 3. Formulaire de consentement.....	<b>246</b>
Annexe 4. Fiche clinique des genoux arthrosiques .....	<b>253</b>
Annexe 5. Tableau synthèse des méthodes thérapeutiques.....	<b>254</b>
Annexe 6. Batterie de tests physiques.....	<b>257</b>
Annexe 7. Définition des paramètres spatio-temporels de la marche .....	<b>260</b>
Annexe 8. Données complémentaires à la seconde étude sur la validité conceptuelle..	<b>261</b>
Annexe 9. Données complémentaires à la dernière étude sur la fidélité test-retest.....	<b>267</b>

## CHAPITRE 1. INTRODUCTION

L'arthrose est une pathologie articulaire dégénérative qui représente un problème musculo-squelettique parmi les plus courants, impliquant ainsi un fardeau économique démesuré en santé dans les pays développés (March et Bachmeier, 1997). Elle touche trois millions de canadiens (Instituts de recherche en Santé du Canada, 2006) et 27 millions d'américains (Lawrence et coll., 2008). Cela correspond à environ 10% de la population adulte canadienne (Instituts de recherche en Santé du Canada, 2006) et 12,1% de la population adulte américaine (National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases, 2002). Le mécanisme physiopathologique de cette maladie se caractérise essentiellement par une altération lente du cartilage hyalin accompagnée généralement par une hypertrophie de l'os sous-chondral ainsi que par une réaction inflammatoire cartilagineuse et synoviale (Krasnokutsky et coll., 2007). Autour des articulations atteintes, on peut aussi observer la présence de laxité ligamentaire et de faiblesse musculaire (Felson et coll., 2000a). La progression de la maladie entraîne alors une perturbation totale des structures et de l'équilibre articulaires. Pour ce qui est des symptômes, la douleur est ressentie au début de façon occasionnelle et elle évolue vers une manifestation chronique et permanente.

Selon la ou les articulations touchées, les symptômes associés à l'arthrose (douleur, raideur, perte de mobilité articulaire) peuvent conduire à des incapacités motrices sévères (Rossignol, 2004). L'arthrose au genou, aussi nommée gonarthrose, est reconnue comme étant parmi les atteintes articulaires les plus courantes et les plus conséquentes sur le plan des incapacités fonctionnelles et motrices (Fautrel et coll., 2005). Elle peut devenir très limitative au niveau de la pratique des activités sportives, de la capacité à se déplacer au quotidien, aussi bien à l'intérieur qu'à l'extérieur, ainsi qu'à effectuer l'entretien ménager (Fautrel et coll., 2005).

Plusieurs outils de dépistage et de suivi sont actuellement disponibles pour évaluer cliniquement les patients atteints de gonarthrose. Il existe un protocole d'évaluation spécifique effectué par un clinicien pour reconnaître les symptômes et

prendre connaissance de leur évolution. Il y a également diverses méthodes d'imagerie médicale qui permettent d'évaluer les changements articulaires structuraux. On trouve aussi des questionnaires qui informent sur la douleur, les limitations au niveau de la fonction motrice et la perte de qualité de vie perçues par le patient. Enfin, il existe divers tests d'aptitudes physiques qui mesurent directement la fonction motrice de ce dernier. Or, aucun outil clinique ne permet actuellement de renseigner le clinicien en ce qui concerne « l'état biomécanique » du genou arthrosique. Par « état biomécanique » du genou, nous faisons référence à l'état des mouvements articulaires en trois dimensions (3D) ainsi qu'au degré de contraintes articulaires lors de la sollicitation du genou alors que la personne pathologique effectue des tâches locomotrices courantes au quotidien, telles que la marche.

Une approche clinique d'évaluation biomécanique du genou lors de la marche serait complémentaire aux outils de suivi clinique actuels. Cette forme d'évaluation apporterait une information objective et quantitative sur l'état des mouvements au genou lors de l'exécution d'une tâche locomotrice. Une approche évaluative de ce type de tâche motrice pourrait permettre de déterminer des paramètres biomécaniques fortement associés aux symptômes de la gonarthrose étant donné que les premières douleurs ressenties par les patients sont de nature « mécanique », c'est-à-dire qu'elles sont présentes lors de tâches quotidiennes sollicitant grandement le genou comme la marche, la montée et la descente d'un escalier, etc. (Bessette et Choquette, 2001). Bien que les méthodes d'imagerie médicale fournissent des mesures reconnues pour leur justesse quant à l'état des structures anatomiques au genou, elles ont pour limitation de ne pas être fortement corrélées aux symptômes et au déclin de la fonction motrice des patients (Sharma et coll., 2006). Cela peut être en partie lié au fait que ce type d'évaluation se déroule en condition statique<sup>1</sup> ou en condition statico-dynamique<sup>2</sup> impliquant des mouvements simples, standardisés et non représentatifs des tâches locomotrices qui occasionnent de la douleur.

---

<sup>1</sup> Nous faisons référence à une position debout au repos ou en position couchée

<sup>2</sup> Nous faisons référence à une position debout où seul le membre inférieur évalué est en mouvement



La pertinence d'une évaluation clinique de nature biomécanique repose aussi sur le fait qu'il est actuellement reconnu que le développement et la progression de l'arthrose au genou sont associés, entre autres, à des facteurs de nature biomécanique (Arden et Nevitt, 2006; Buckwalter et Martin, 2006; Sharma et coll., 2006). Il a été démontré que la présence d'un désalignement du membre inférieur se caractérisant par un genou en varus ou en valgus prononcé, ou, la présence, lors de la marche, d'un moment adducteur externe au genou prononcé, sont des facteurs associés à la progression de la gonarthrose, présente au niveau fémorotibial (Brouwer et coll., 2007; Cerejo et coll., 2002; Cicuttini et coll., 2004; Miyazaki et coll., 2002; Sharma et coll., 1998; Sharma et coll., 2001). L'ampleur du moment adducteur externe au genou est considérée comme étant un bon estimateur de la présence de contraintes articulaires agissant de façon non uniformément réparties entre les deux compartiments fémorotibiaux (Andriacchi, 1994; Baliunas et coll., 2002). Développer une mesure fortement liée à ces deux facteurs et facilement applicable en milieu clinique pourrait permettre de cibler les individus à risque de détérioration rapide et aussi permettre d'évaluer l'efficacité de divers traitements ou interventions thérapeutiques.

Dans cet ordre d'idées, une évaluation clinique de nature biomécanique lors de la marche pourrait contribuer également à l'émergence de nouvelles modalités thérapeutiques. À l'heure actuelle, il n'existe pas de moyen efficace pour prévenir ou contrecarrer l'arthrose (Krasnokutsky et coll., 2007). Il existe, néanmoins, un éventail de modalités thérapeutiques qui ont montré une certaine efficacité à réduire les symptômes associés à cette pathologie. Parmi ces modalités, on compte les traitements médicamenteux [analgésique oral, anti-inflammatoire non stéroïdien oral, opioïde, glucosamine, chondroïtine sulfate, etc.] (Bannwarth, 2000; Buckwalter et coll., 2001; Felson et coll., 2000b), intra-articulaires [corticoïde intra-articulaire, injection d'acide hyaluronique, synoviorthèse à l'acide osmique et à l'yttrium 90, etc.] (Ayrat, 2000; Buckwalter et coll., 2001), de rééducation [physiothérapie, programme d'exercices] (Baker, 2000; Baker et McAlindon, 2000; Hurley, 2003), chirurgicaux [arthroscopie-ménisectomie-lavage, ostéotomie, prothèse unicompartimentale, prothèse totale, etc.]

(Dejour et Dejour, 2000; Iorio et Healy, 2003), orthopédiques non opératoires [orthèse, semelle orthopédique, etc] (Iorio et Healy, 2003) et les méthodes alternatives [diète, homéopathie, thérapie électromagnétique, acupuncture, etc.] (Sarzi-Puttini et coll., 2005; Sharma, 2002).

Il ne demeure pas moins qu'il y a une diminution notoire de la qualité de vie chez les patients gonarthrosiques (Nunez et coll., 2007). De plus, la prévalence de l'arthrose au genou est fortement corrélée avec l'avancement en âge (The Bone and Joint Decade, 2005). On prévoit alors que le nombre de cas atteints et les coûts sociaux associés devraient s'accroître au cours des prochaines années avec une population vieillissante (Brooks, 2002). Il est donc nécessaire d'investir dans le développement de méthodes biomécaniques pouvant amener un apport considérable dans l'amélioration des modalités thérapeutiques actuelles visant à préserver le plus longtemps possible la fonction motrice des personnes présentement atteintes de gonarthrose. Cet axe de recherche est parallèle aux recherches dans les domaines de la génétique et de la biochimie menées, entre autres, dans le but de développer des traitements visant à enrayer le processus arthrosique.

L'objectif général de ce projet de thèse est donc de proposer et de valider une approche d'évaluation de nature biomécanique basée sur le développement de paramètres de mesure, issus d'une analyse de la cinématique angulaire en 3D autour du genou arthrosique, paramètres qui seraient pertinents pour le suivi clinique de patients. Cela implique qu'il faut évaluer la faisabilité de la méthode d'évaluation, déterminer la validité conceptuelle des paramètres proposés et évaluer leur fidélité test-retest. La détermination de ces qualités psychométriques constitue les objectifs spécifiques de ce projet doctoral.

## CHAPITRE 2. CADRE THÉORIQUE

L'approche d'évaluation biomécanique proposée dans le cadre de ce travail de recherche vise essentiellement deux types d'application médicale de la mesure, soit une application de nature discriminative et une application de nature évaluative (Kirshner et Guyatt, 1985; May, 1997). Une mesure discriminante est utilisée afin de distinguer des individus ou un groupe d'individus selon la présence ou non d'une certaine particularité (May, 1997). Une mesure évaluative est plutôt utilisée afin de décrire une évolution à travers le temps ou un changement à la suite d'une intervention (ou d'un traitement) dans la condition des individus (May, 1997).

Le processus de développement d'une telle approche ou méthode d'évaluation soulève de nombreuses interrogations auxquelles il est primordial de répondre. On doit se demander si la méthode d'évaluation est applicable à la population étudiée et cela, dans le contexte d'utilisation désiré. Il est important aussi de déterminer, en ce qui a trait spécifiquement à la mesure, quel est son niveau de stabilité ou de reproductibilité, ce qu'elle mesure réellement en termes de signifiante clinique, et quelle est sa capacité évolutive en fonction des changements dans la condition des patients. L'étude de ces différents aspects permet d'assurer la rigueur ainsi que la pertinence de la méthode et de sa mesure. Il est donc essentiel de faire une démarche de validation ou, en d'autres termes, d'effectuer une analyse exhaustive de chacune des qualités de la mesure, qui seront décrites ici-bas.

Selon la littérature dans le domaine de la psychométrie, la validation des méthodes ou des instruments de mesure est considérée comme étant cruciale au succès des résultats de mesure en santé et du processus de décision qui en découle (Kelly et coll., 2005). Elle est perçue comme une condition *sine qua non* à toutes formes d'évaluation; sans elle, l'évaluation a peu de signification, voire aucune (Downing, 2003). Pour qu'une mesure soit considérée crédible, elle doit posséder les trois qualités psychométriques suivantes : validité, fidélité et sensibilité au changement (Fermanian, 2005).

Dans cette section, nous définissons les notions de faisabilité d'une méthode ainsi que celles de validité et de fidélité de la mesure. Ces notions sont abordées en apportant des précisions sur la façon dont elles seront étudiées et évaluées dans le cadre de ce travail de recherche.

## **2.1. La faisabilité de l'approche**

Nous considérons que déterminer la faisabilité d'une méthode d'évaluation consiste à évaluer si cette dernière est réalisable sur la population d'intérêt et compte tenu des technologies ou instruments utilisés ainsi que du contexte d'évaluation (temps, milieu, tâche à effectuer, etc.). Dans le présent travail, nous visons à déterminer l'applicabilité de l'utilisation d'un instrument de mesure, conçu par notre groupe de recherche à des fins d'évaluation de la cinématique angulaire en 3D autour du genou, auprès d'un échantillon représentatif de la population de patients gonarthrosiques. Brièvement, cet instrument de mesure est un exosquelette (Ganjikia et coll., 2000; Sati et coll., 1996a) qui consiste en un système non invasif de fixation de marqueurs de mouvement. Il est disposé de façon spécifique aux niveaux de la cuisse et de la jambe étudiées chez le patient. Cet instrument de mesure sera présenté plus en détails ultérieurement, dans la revue de la littérature.

L'utilisation de l'exosquelette sur les sujets à l'étude a soulevé divers questionnements auxquels nous tentons de répondre dans cette thèse : Dû à certaines pressions que le système exerce autour du genou, quel est le niveau de douleur engendré par ce dernier ? Le système est-il tolérable pour des personnes souffrant de douleur au genou ? Est-ce que le port du système altère le patron de marche ? Si oui, quel est le niveau de fluctuation de ses effets sur le patron de marche d'une séance d'évaluation à une autre dans le cadre d'un suivi clinique s'échelonnant sur plusieurs séances d'évaluation ? La première étude de cette thèse vise à apporter des réponses à ces interrogations.

## 2.2. La validité de la mesure

### 2.2.1. Définition

La validité est un concept complexe et aux multiples facettes. Déterminer la validité d'un outil de mesure (instrument, test ou méthode) consiste à démontrer que sa mesure reflète réellement ce qu'elle est censée mesurer (Laurencelle, 1998; Streiner et Norman, 1995). En d'autres termes, la démonstration de la validité d'une mesure revient à identifier la nature propre du phénomène mesuré ou à vérifier que la mesure a une relation de correspondance avec la réalité (matérielle ou conceptuelle) qu'elle est censée refléter (Streiner et Norman, 1995). La validité n'est donc pas une caractéristique ou propriété de l'outil lui-même, mais plutôt une propriété de l'interprétation qu'on veut donner à son résultat (American Psychological Association, 1999). Selon cette perspective, l'outil en soi ne peut pas vraiment être jugé valide ou non (Cook et Beckman, 2006) : on peut seulement se prononcer sur sa fidélité, c'est-à-dire jusqu'à quel point il mesure les différences entre les objets évalués de façon consistante et précise. Ce qui a besoin d'être valide, c'est la signification, les interprétations données à la mesure ainsi que les implications qui en découlent, telles que les actions concrètes prises sur un groupe d'individus (Streiner et Norman, 2006).

Puisque la mesure n'est pas uniquement fonction de l'outil mais aussi des personnes évaluées et du contexte d'évaluation, elle est donc spécifique, tout comme sa validité est également considérée comme étant spécifique et contextuelle. Les résultats d'un test peuvent donc être valides sur un certain groupe d'individus dans un contexte particulier et l'être moins ou pas du tout sur un autre échantillon de personnes ou dans un contexte d'évaluation différent (Streiner et Norman, 2006).

La présence de validité n'est pas dichotomique, c'est-à-dire présente ou non, mais elle varie plutôt en degré. Le résultat d'un test va refléter un certain phénomène avec plus ou moins de validité, rarement avec une validité dite parfaite (Cook et Beckman, 2006)<sup>3</sup>.

---

<sup>3</sup> Sauf dans le cas des mesures dites directes, p.ex. le poids corporel, voire la fréquence cardiaque, mesures dont l'opération (c.-à-d. la prise de mesure) définit en même temps le phénomène évalué (Laurencelle, 1998).

En somme, on peut alors retenir trois caractéristiques de la validité : elle est une question d'interprétation de la mesure, elle est spécifique et elle est considérée (généralement) imparfaite. Quelle est sa véritable définition ?

Selon la littérature en psychologie et en éducation, qui sont les deux domaines dans lesquels le concept de validité a été élaboré et largement étudié, il ne semble pas exister une définition générale de la validité (Laurencelle, 1998). Dans le but d'établir une conception uniforme, l'*American Psychological Association* a publié un document de référence sur la notion de validité qui intègre les concepts émergents (American Psychological Association, 1999). Selon ce document, la validité réfère au niveau (ou degré) auquel les démonstrations et théories viennent supporter les interprétations d'un résultat d'un test ou d'une évaluation à l'intérieur du contexte d'utilisation proposé. En d'autres termes, la notion de validité détermine le niveau de confiance qu'une personne peut accorder à l'interprétation d'un résultat d'un test dans un contexte bien spécifique (Cook et Beckman, 2006).

### **2.2.2. Types de validité**

Les démonstrations nécessaires pour déterminer la validité d'une mesure varient selon s'il s'agit d'une mesure dite directe ou dite indirecte, nommée aussi mesure par inférence (Laurencelle, 1998).

Par mesure directe, Laurencelle (1998) fait référence à la mesure d'une quantité physique, interprétée pour elle-même. Il cite, à titre d'exemples, la mesure du poids d'une personne, de sa taille et de sa fréquence cardiaque. Dans ces cas, l'interprétation de la mesure est à la fois explicite et valide. Laurencelle (1998) précise que la question de validité ici ne consiste donc pas à vérifier la signification de la mesure : elle consiste plutôt à savoir si l'instrument donne des mesures qui sont justes. Ceci revient à vérifier si l'instrument est calibré et que son unité de mesure nominale (p.ex. 1 kg) est respectée. Pour le vérifier, il faut déterminer si les mesures en provenance de l'instrument en question coïncident avec des mesures de référence, soit en provenance d'un instrument réputé (*gold standard*) ou d'un ensemble de calibrations fiables. Ce type de

démonstration est davantage perçue comme étant de la détermination de la justesse d'un instrument de mesure que de la validation proprement dite (Laurencelle, 1998).

Dans le cas des mesures indirectes ou par inférence, le résultat de l'évaluation est un indice ou un indicateur d'un phénomène intangible, inaccessible directement (Laurencelle, 1998). C'est par exemple le type de réalité à laquelle on est confronté lorsqu'on tente par un test d'évaluer les symptômes d'un patient, le niveau d'intelligence ou de dépression d'une personne. Dans ce contexte, c'est seulement par un processus d'inférences ou d'hypothèses que la validité de la mesure pourra être déterminée (Downing, 2003).

Les experts dans le domaine de la psychométrie ne s'entendent pas sur le « nombre » de « validités » ou plutôt sur les différentes facettes de la validité qui peuvent exister. Traditionnellement, la validité était séparée selon trois attributs bien distincts considérés comme étant indépendants l'un de l'autre, tels que la validité de contenu, la validité conceptuelle et la validité par critère (Fermanian, 2005; Streiner et Norman, 1995). Une vision plus contemporaine de la notion de validité propose que ces distinctions entre ces types de validité sont arbitraires et que toutes les formes de validité se regroupent sous la notion de validité conceptuelle (Cook et Beckman, 2006). Distinguons tout de même sommairement ces formes de validité afin de mieux saisir dans quel contexte s'inscrit la démarche de validation qui est présentée dans le cadre de cette thèse.

La validité de contenu est appropriée, entre autres, dans le cas d'une validation d'une échelle de mesure ou d'un questionnaire. Elle consiste en une analyse scrupuleuse des items composant l'échelle à valider afin d'évaluer leur pertinence par rapport au phénomène que l'on désire mesurer et d'évaluer si ces derniers constituent un échantillon représentatif des éléments possibles décrivant le phénomène (Fermanian, 2005). Cette forme de validité est aussi appelée la validité échantillonnale (Laurencelle, 1998).

La validité conceptuelle quant à elle repose sur la base d'un objet hypothétique, un concept, désigné « construct » en anglais. Ce concept consiste en quelque sorte en un système explicatif ad hoc de la relation entre divers comportements ou attitudes (Streiner et Norman, 1995). Downing (2003) définit ce « construct » comme étant une collection

intangible de principes et de concepts abstraits qui sont inférés à partir du comportement et qui s'expliquent sur la base d'une théorie en cours en éducation ou en psychologie. Déterminer la validité conceptuelle consiste alors à vérifier si la mesure reflète le concept (ou le système explicatif) que l'on a du phénomène que l'on tente de mesurer ; et ceci à partir d'un certain nombre d'hypothèses ou de conjectures qui seront vérifiées expérimentalement (Fermanian, 2005). C'est cette forme de validité qui est d'intérêt dans le cadre du présent travail de recherche. Les approches utilisées pour la démontrer sur les mesures biomécaniques proposées sont présentées dans la sous-section ultérieure.

La validité par critère (ou validité extrinsèque) consiste à comparer, à l'aide de coefficients de corrélation, le résultat du test que l'on désire valider à celui d'une mesure reconnue valide et qui représente soit une autre technique d'évaluation du phénomène visé, soit une résultante ou un corrélat du phénomène selon le système explicatif adopté (Fermanian, 2005; Laurencelle, 1998). Selon le type de démonstration que l'on cherche à établir par rapport à la mesure de référence, la validité par critère se subdivise en validité concomitante<sup>4</sup> et en validité prédictive<sup>5</sup> (Fermanian, 2005; Laurencelle, 1998). Ces deux formes de validité ne sont pas davantage discutées ici puisqu'elles ne sont pas abordées dans le cadre du présent travail.

### **2.2.3. Évaluation de la validité**

Puisque la validité est un concept aux multiples facettes, les moyens d'en élaborer une démonstration peuvent être nombreux. Dans cette section, nous nous limiterons à présenter la démarche de validation utilisée dans le cadre de la seconde étude de cette thèse ainsi que dans le cadre d'une section de résultats complémentaires à cette étude. La démarche utilisée consiste à démontrer la validité conceptuelle des paramètres biomécaniques proposés auprès d'un échantillon de population de patients gonarthrosiques. Plus particulièrement, nous visons à vérifier si des paramètres

---

<sup>4</sup> Ce type de validité consiste à corréler la mesure que l'on cherche à valider à une mesure concomitante ayant une bonne réputation ou dont la validité a déjà été bien établie (Laurencelle, 1998). Les deux mesures sont effectuées en même temps (Fermanian, 2005).

<sup>5</sup> Ce type de validité consiste, à l'aide d'une corrélation, à évaluer la capacité qu'a un test de prédire le résultat d'une personne en regard d'une seconde caractéristique théoriquement associée mais non équivalente au test, et évaluée ultérieurement ou non (Fermanian, 2005; Laurencelle, 1998).



biomécaniques de mesure de mouvements angulaires autour du genou lors de la marche peuvent refléter la condition clinique de ces patients. La démarche adoptée pour apporter certaines réponses à cet objectif de recherche comprend deux étapes.

Dans un premier temps, l'objectif va être de déterminer des paramètres biomécaniques qui ont une capacité discriminante entre des patients atteints de gonarthrose (diagnostiquée selon des critères radiologiques et symptomatiques) et des personnes asymptomatiques (vérifiées cliniquement). Cette approche de validité conceptuelle se nomme la méthode des groupes différents a priori (Fermanian, 2005) ou la méthode des groupes extrêmes (Streiner et Norman, 1995). Pour ce faire, des comparaisons de moyennes entre les deux groupes, jugés différents a priori, seront effectuées pour déterminer le pouvoir discriminant de chacun des paramètres biomécaniques proposés. Les paramètres pour lesquels des différences significatives entre les valeurs moyennes vont être observées seront retenus comme étant des paramètres pertinents pour différencier les personnes gonarthrosiques de celles asymptomatiques. L'utilisation de cette approche discriminante constitue la première partie de l'étude de validité conceptuelle présentée dans la seconde étude de cette thèse. En seconde partie de cette étude, on va aussi s'intéresser à déterminer les paramètres biomécaniques qui sont sensibles à l'évolution de la sévérité radiologique de la pathologie.

Dans un deuxième temps, l'objectif va être de démontrer la pertinence clinique de chacun des paramètres biomécaniques retenus pour leur capacité discriminante ou leur sensibilité à l'évolution radiologique de la pathologie. Selon une démarche plutôt exploratoire, on va chercher, en quelque sorte, à déterminer les validités convergente et divergente de ces paramètres, sans toutefois s'appuyer sur des hypothèses a priori, ce qui est différent de l'approche habituellement utilisée pour démontrer ce type de validité (Fermanian, 2005). Déterminer la validité convergente consistera ici à cibler avec quels autres types de paramètres biomécaniques et avec quelles mesures cliniques les paramètres biomécaniques de cinématique angulaire sont fortement liés (selon des résultats de corrélation). La détermination de la validité divergente va consister à

déterminer avec quels types de paramètres biomécaniques et quelles mesures cliniques les paramètres biomécaniques de cinématique angulaire sont peu ou pas corrélés. À titre de mesures comparatives de nature biomécanique, le désalignement autour du genou en varus/valgus<sup>6</sup> et deux paramètres issus du patron du moment articulaire adducteur externe<sup>7</sup>, évalué à la marche, seront corrélés aux paramètres de cinématique angulaire. Les mesures cliniques comparatives sont : la douleur ressentie au genou au quotidien, la raideur au genou et la fonction motrice (évaluées par un questionnaire algofonctionnel), la force musculaire isométrique autour du genou (du quadriceps et des ischio-jambiers), le temps de montée/de descente d'un escalier, le temps de marche pour parcourir une distance donnée, l'amplitude de mouvement articulaire en flexion/extension. Ce travail de validité convergente et divergente des paramètres de cinématique angulaire d'intérêt (retenus à la suite de la seconde étude) sera présenté dans une section de résultats complémentaires à la suite des trois études composant le gros de cette thèse. La troisième et dernière étude aura pour objectif de déterminer la fidélité des paramètres biomécaniques d'intérêt déterminés à la suite des résultats obtenus dans la seconde étude portant sur la validité conceptuelle.

## **2.3. La fidélité de la mesure**

### **2.3.1. Définition**

La fidélité est la qualité psychométrique faisant référence à la constance d'un test ou d'une mesure (Weir, 2005). On peut dire aussi que la fidélité se reflète par l'obtention d'un même résultat lorsqu'une mesure est répétée sur une même personne et dans les mêmes conditions (Diehr et coll., 2005). Dans les écrits scientifiques, plusieurs termes sont couramment utilisés pour désigner la notion de fidélité, tels que précision, objectivité, reproductibilité, stabilité, concordance, consistance et sensibilité (Streiner et Norman, 1995; Weir, 2005). Intuitivement, ces termes réfèrent tous au même concept ;

---

<sup>6</sup> Mesure de déformation dans le plan frontal du membre inférieur et autour du genou. Cette mesure sera présentée plus en détail dans la recension des écrits.

<sup>7</sup> Paramètres considérés comme étant un bon estimateur des chargements articulaires au genou lors de la marche. Ils seront aussi définis plus en détail dans la recension des écrits.

par contre, sur le plan opérationnel, ils ne sont pas tout à fait synonymes de fidélité (Weir, 2005). Par exemple la notion de concordance désigne davantage le niveau de similitude ou d'accord entre les résultats de deux méthodes d'évaluation clinique (Bland et Altman, 1999). Or, la fidélité fait plutôt référence au concept de constance dans la même méthode ; elle englobe la constance absolue et la constance relative. La constance absolue se définit comme étant la présence de constance dans le résultat obtenu pour un individu ; alors que la constance relative désigne la présence de constance en termes d'ordre de classement ou de stabilité du rang des individus à l'intérieur d'un groupe (Weir, 2005). Les prochaines sous-sections traitent des diverses formes de fidélité de la mesure qui sont d'intérêt dans le développement d'une méthode d'évaluation clinique ainsi que les principaux outils statistiques nécessaires à l'évaluation de la fidélité.

### **2.3.2. *Types de fidélité***

La fidélité intra juge, inter juges et test-retest regroupent les trois formes de fidélité couramment étudiées dans le processus de validation d'un test ou d'une méthode de mesure (Rousson et coll., 2002). Un cas de fidélité intra juge est une exposition multiple du même juge (ou observateur) à la même observation (Rousson et coll., 2002; Streiner et Norman, 1995). Un exemple illustrant ce contexte est une évaluation répétée par un même observateur d'une même performance se déroulant sur bande vidéo. La fidélité inter juges est celle qui s'applique dans le cas où la même observation est évaluée par au moins deux observateurs. Prenons le cas où deux évaluateurs chronomètrent la durée de mêmes performances et les comparent. Les fidélités intra et inter juges dépendent alors beaucoup du niveau d'expertise ou d'entraînement des observateurs (Rousson et coll., 2002). La fidélité test-retest se présente quant à elle dans un contexte où la mesure d'un phénomène est effectuée en deux ou plusieurs occasions sur les mêmes personnes et réalisée par un instrument ou un même observateur. Les diverses mesures sont alors comparées entre elles pour vérifier le niveau de stabilité d'une fois à l'autre. Le suivi à travers le temps de la performance d'un patient effectuant une tâche motrice est un exemple typique. L'intervalle de temps entre les occasions de mesure doit être choisi judicieusement. Cet intervalle doit être suffisamment court pour s'assurer que les

attributs de la personne qui sont déterminants de sa performance sont demeurés inchangés, et suffisamment long pour minimiser les chances que la première performance (ou évaluation) affecte les suivantes (Diehr et coll., 2005). Dans la recherche en santé, cet intervalle varie habituellement entre deux et quatorze jours (Streiner et Norman, 1995).

Dans le cadre du présent travail, l'intérêt est de déterminer la fidélité test-retest des mesures biomécaniques. Il est essentiel de s'assurer que la mesure demeure stable dans un contexte où la condition clinique demeure inchangée. S'il y a un changement de l'état clinique de la personne, on observerait alors que l'ampleur du changement dans la mesure est supérieure à son degré de fluctuation ou d'instabilité entre des mesures multiples.

### 2.3.3. *Évaluation de la fidélité*

Selon la définition classique en théorie des tests, la fidélité est la proportion de variance vraie caractéristique d'un instrument ou d'un outil de mesure (Laurencelle, 1998). Exprimée mathématiquement (voir équation 2.1), la fidélité est le quotient de la variance vraie dans la mesure sur la variance observée ou variance totale (Laurencelle, 1998; Streiner et Norman, 1995). Par variance totale ou observée, ces auteurs font référence à la variance que l'on retrouve directement dans les valeurs mesurées ; elle est donc une quantité connue. Cette quantité comprend deux autres quantités qui ne sont pas mesurées directement par l'instrument de mesure soit, la variance vraie et la variance d'erreur (Laurencelle, 1998; Streiner et Norman, 1995). La variance vraie est l'information utile dans la mesure, caractéristique du phénomène évalué, alors que la variance d'erreur est de la non-information ou du bruit aléatoire qui contamine la mesure (Laurencelle, 1998). L'erreur peut provenir de la variabilité biologique, de l'instrumentation, du sujet, voire des juges, dans les cas de mesures d'observation (Weir, 2005).

$$\text{Fidélité} = \frac{\sigma_{\text{Vraie}}^2}{\sigma_{\text{Observée}}^2} = \frac{\sigma_{\text{Vraie}}^2}{\sigma_{\text{Vraie}}^2 + \sigma_{\text{Erreur}}^2} = \frac{\text{Variabilité des individus}}{\text{Variabilité des individus} + \text{Erreur de mesure}} \quad \text{Équation (2.1)}$$

La fidélité est grandement reliée à la capacité d'un outil de mesure à fournir une information utile et précise, c'est-à-dire qu'il soit en mesure de classer ou de différencier les personnes évaluées selon leur rang réel et, cela, de façon répétée (Laurencelle, 1998). Ainsi, il est important que la part de la variance vraie soit grande. La fidélité est donc favorisée si la variance d'erreur (inscrite au numérateur de la formule) est faible ou si la variance vraie est augmentée. Puisque la variance vraie est tributaire de la variabilité inter individus (Streiner et Norman, 1995), moins il y a de différence entre eux, plus il est difficile de les différencier et le coefficient de fidélité en est affecté. Cela montre que la fidélité est reliée ou spécifique à la population sur laquelle on cherche à appliquer la mesure, tout comme c'était le cas pour la validité (Streiner et Norman, 1995).

Le coefficient de fidélité couramment utilisé pour l'évaluation de la fidélité est le coefficient de corrélation intra classe (CCI) (Streiner et Norman, 1995), une variante du coefficient de corrélation test-retest de Pearson. Deux des limites importantes de l'utilisation du CCI sont que, premièrement, le résultat obtenu n'est pas exprimé selon les mêmes unités de mesure que la mesure et que, deuxièmement, il ne permet pas une évaluation chiffrée de la marge d'erreur (Weir, 2005). Il est donc recommandé d'utiliser l'erreur-type de mesure ( $S_E$ ) à titre de statistique complémentaire au CCI (Laurencelle, 1998; Streiner et Norman, 1995; Weir, 2005). Le  $S_E$  indique la grandeur typique de l'erreur pouvant affecter chaque mesure (Laurencelle, 1998). À partir du  $S_E$ , il est possible d'évaluer la différence minimale requise (DM). La DM est une statistique qui renseigne sur l'écart de variation minimal que l'on doit observer pour qu'un changement dans la mesure soit considéré significatif et non réductible aux seules fluctuations entre les observations. Toutes ces statistiques vont être calculées sur les paramètres biomécaniques d'intérêt dans la troisième étude portant sur la fidélité test-retest.

Pour conclure, ce cadre théorique passe brièvement en revue les concepts de faisabilité d'une méthode d'évaluation ainsi que de validité et de fidélité d'une mesure. Ces concepts sont au cœur du présent travail. Ils n'ont pas été abordés sous toutes leurs facettes, mais plutôt de manière à permettre aux lecteurs de bien percevoir la façon dont ils sont traités dans ce travail. Ce chapitre informe également sur la structure de cette

thèse en situant les études les uns par rapport aux autres. À cet effet, la figure 2.1 illustre cette structure de façon schématique.

Le prochain chapitre est celui de la recension des écrits. Il a été écrit afin de donner aux lecteurs un portrait global de l'arthrose et de mettre en évidence la pertinence clinique de la nouvelle méthode d'évaluation proposée dans ce travail.

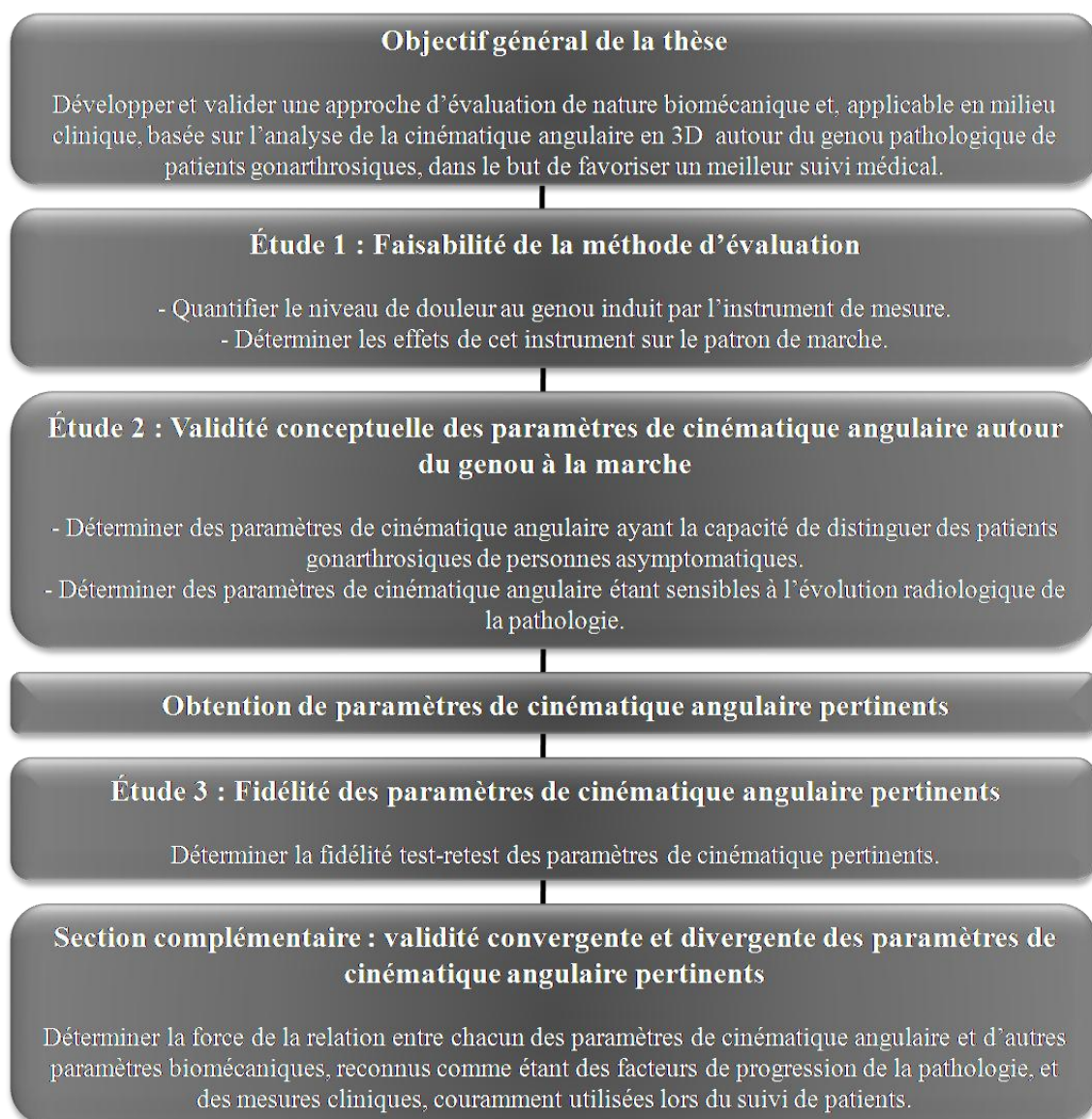


Figure 2.1. Illustration schématique de la structure de la thèse et des études qui la composent

## CHAPITRE 3. RECENSION DES ÉCRITS

Cette recension des écrits regroupe les principaux ouvrages épidémiologiques et scientifiques en lien avec la problématique de recherche abordée dans cette thèse. Plus spécifiquement, il sera question, dans les différentes sections de ce chapitre : (1) de l'épidémiologie de l'arthrose, (2) des types d'arthrose au genou, (3) des outils cliniques actuels pour le dépistage et le suivi des patients, (4) de la pertinence d'une évaluation basée sur l'analyse en 3D de la cinématique angulaire au niveau du genou pathologique, et (5) des méthodes existantes pour effectuer ce type d'évaluation. À travers cette recension, certains aspects sont mis en lumière pour aider les lecteurs à mieux comprendre des choix méthodologiques rapportés ultérieurement et pour juger la pertinence clinique de ce travail de recherche. L'accent sera mis sur la démonstration de certaines limitations se rapportant aux méthodes d'évaluation cliniques actuelles et aux méthodes couramment utilisées en recherche dans le domaine de la biomécanique pour évaluer la cinématique au genou lors de tâches motrices quotidiennes.

### 3.1. L'épidémiologie de l'arthrose

L'arthrose est une pathologie qui demeure encore méconnue malgré le fait qu'elle suscite un grand intérêt compte tenu de sa haute prévalence, surtout chez la population âgée. Cette section aborde les questions suivantes : comment se définit l'arthrose et comment cette pathologie se distingue de certaines formes d'arthrite ? Quelles sont sa prévalence ainsi que son incidence ? Quelles sont les conséquences de cette pathologie sur la personne atteinte et pour la société ? Cette première section dresse donc un portrait global de l'arthrose pour mieux percevoir cette maladie dans toute son ampleur.

### **3.1.1. Définition de l'arthrose**

#### **3.1.1.1. Définition générale**

L'arthrose est la forme d'arthrite la plus répandue (Bessette et Choquette, 2001; Instituts de recherche en Santé du Canada, 2006; Murphy et coll., 2006). Plusieurs appellations existent pour la désigner : elle se nomme aussi arthropathie chronique dégénérative, ostéo-arthrite dégénérative ou ostéo-arthrose (Murphy et coll., 2006; Rottensten, 2000). Parmi les nombreuses autres formes d'arthrite (plus d'une centaine), elle est considérée comme étant une forme d'arthrite non inflammatoire (Thompson, 2007). Cette catégorisation ne prétend pas que l'arthrose est un processus totalement dépourvu de réaction inflammatoire. Elle implique simplement que, comparativement aux autres formes d'arthrite, la réaction inflammatoire dans le cas de l'arthrose représente une faible proportion du processus de pathogénèse de la maladie et elle est localisée à la région voisine des dommages cartilagineux et osseux (Krasnokutsky et coll., 2007). Le tableau 3.1 dresse un portrait clinique de cette pathologie en comparaison avec d'autres maladies arthritiques courantes au Canada telles que la polyarthrite rhumatoïde, le lupus érythémateux disséminé, la spondylarthrite ankylosante et la goutte.

La définition de l'arthrose a beaucoup évolué au cours du 20<sup>ième</sup> siècle. Selon Sharma et coll. (2006), la plus récente, qui est largement acceptée, se formule ainsi : « L'arthrose est une pathologie qui résulte d'une cascade d'événements de nature biologique et mécanique ayant pour effet de déstabiliser le processus normal compensatoire de dégradation et de synthèse de la matrice extracellulaire et des chondrocytes (cellules de cartilage) du cartilage articulaire ainsi que de l'os sous-chondral. Certainement initiée par de multiples facteurs, incluant ceux de nature génétique, développementale, métabolique et traumatique, l'arthrose touche tous les tissus de ou des articulations synoviales atteintes. Elle se manifeste par des changements d'ordres morphologique, biochimique, moléculaire et biomécanique aux niveaux des cellules et de la matrice du cartilage et de l'os sous-chondral. Ces changements s'expriment par le ramollissement, la fibrillation, le développement d'ulcères et la perte de cartilage articulaire, par la sclérose et l'éburnation de l'os sous-chondral ainsi que par



la formation d'ostéophytes<sup>8</sup> (ou de minuscules becs osseux) et de kystes sous-chondraux. Lorsqu'elle présente des symptômes, l'arthrose se caractérise par de la douleur articulaire, de la sensibilité au toucher ou à la pression, une restriction au mouvement, la présence de crépitements, un épanchement<sup>9</sup> occasionnel ainsi que par un niveau d'inflammation variable, sans effets systémiques (Kuettner et Goldberg, 1995)<sup>10</sup>.»

---

<sup>8</sup> Excroissance osseuse de tissu spongieux recouvert d'une couche corticale et de fibrocartilage ou de périoste fibreux, se développant à la périphérie des surfaces articulaires (La banque de données terminologiques et linguistiques du gouvernement du Canada, un produit du Bureau de la traduction, <http://www.termiumplus.gc.ca>, mise à jour le 14 janvier 2008).

<sup>9</sup> Collection liquide ou gazeuse dans un endroit inhabituel du corps (La banque de données terminologiques et linguistiques du gouvernement du Canada, un produit du Bureau de la traduction, <http://www.termiumplus.gc.ca>, mise à jour le 14 janvier 2008).

<sup>10</sup> Cette définition a été traduite de façon libre par l'auteure de cette thèse, en voici la version originale : « Osteoarthritis (OA) diseases are a result of both mechanical and biologic events that destabilize the normal coupling of degradation and synthesis of articular cartilage chondrocytes and extracellular matrix, and subchondral bone. Although they may be initiated by multiple factors, including genetic, developmental, metabolic, and traumatic, OA diseases involve all of the tissues of the diarthrodial joint. Ultimately, OA diseases are manifested by morphologic, biochemical, molecular and biomechanical changes of both cells and matrix which lead to a softening, fibrillation, ulceration, loss of cartilage, sclerosis and eburnation of subchondral bone, osteophytes, and subchondral cysts. When clinically evident, OA diseases are characterized by joint pain, tenderness, limitation of movement, crepitus, occasional effusion, and variable degrees of inflammation without systemic effects.»

Tableau 3.1. Principaux types d'arthrite au Canada

	<b>Arthrose</b>	<b>Polyarthrite rhumatoïde</b>	<b>Lupus érythémateux</b>	<b>Spondylarthrite ankylosante</b>	<b>Goutte</b>
<b>Définition</b>	Maladie articulaire chronique caractérisée essentiellement par la détérioration du cartilage et une atteinte de l'os sous-chondral	Maladie auto-immune où le système immunitaire attaque différentes articulations	Maladie chronique auto-immune où le système immunitaire attaque divers tissus et structures	Maladie chronique inflammatoire qui touche principalement les articulations au niveau de la colonne vertébrale	Maladie arthritique caractérisée par un excès d'acide urique dans l'organisme qui se loge (en cristaux) dans certaines articulations
<b>Principales articulations atteintes</b>	Une ou plusieurs articulations : aux mains, pieds, genoux, hanches et à la colonne vertébrale	3 à 4 articulations atteintes et (+) : mains, pieds, coudes, genoux et épaules (atteinte symétrique)	Diverses articulations : mains, épaules, coudes, genoux, hanches, pieds, mâchoire	Articulations inter vertébrales (sacro-iliaque surtout) ; chez les enfants début aux hanches, genoux, pieds	Articulation MTP de l'hallux est la plus touchée, atteinte aussi de la cheville, genou, main, poignet, coude (atteinte asymétrique)
<b>Symptômes</b>	Installation graduelle de douleur articulaire (de mécanique à constante), raideur matinale (< 30 minutes), crépitements, épanchement et inflammation <sup>†</sup> occasionnels	Inflammation <sup>†</sup> articulaire, progression rapide de la douleur, présence de douleur nocturne, raideur matinale (> 60 minutes), épanchement fréquent, déformation articulaire	Éruptions cutanées, inflammation <sup>†</sup> de la peau, articulaire et musculaire, progression de la maladie avec le temps, ponctuée de poussées et de périodes de rémission	Inflammation <sup>†</sup> , raideur au niveau du dos, courbature de la colonne, formation osseuse inter vertébrale (fusion possible), maladie caractérisée par des épisodes douloureux aigus et de rémission	Inflammation <sup>†</sup> articulaire et cutanée, poussée aiguë de douleur nocturne et de sensibilité à la pression, raideur matinale prolongée
<b>Manifestations systémiques</b>	Aucune	Fatigue, nodules, inflammation aux yeux, cœur, poumons	Cœur, foie, vaisseaux sanguins, poumons, système nerveux	Tendons, ligaments, côtes, omoplates, hanches, cuisse, tibia	Peau
<b>Prévalence</b>	Environ 10% des Canadiens adultes	Environ 1 % des Canadiens adultes	Environ 0,05% des Canadiens adultes	Environ 1% des Canadiens adultes	Environ 3% des Canadiens adultes
<b>Principaux facteurs de risque</b>	Âge avancé, hérédité, obésité, traumatismes articulaires	Hormones sexuelles, hérédité, race (forte prévalence chez les autochtones)	Hérédité, hormones et différents facteurs environnementaux (agents infectieux)	Hérédité, infections gastro-intestinales ou génito-urinaires	Hérédité, certains médicaments (p. ex. diurétiques), alcool et certains aliments

<sup>†</sup> Le terme inflammation désigne la présence de rougeur, de gonflement ainsi que la sensation de douleur et de chaleur ; abréviation : MTP = métatarsophalangienne ; sources : Bessette et Choquette (2001), Santé Canada (2003), Weiner (2007) et La société de l'arthrite (<http://www.arthrite.ca>)

### 3.1.1.2. Critères de diagnostic

Le diagnostic de l'arthrose peut être défini selon des critères symptomatiques (ou cliniques), des critères radiologiques ou la combinaison des deux (Arden et Nevitt, 2006). Les critères symptomatiques se résument par la présence d'une douleur articulaire persistante (ressentie tous les jours sur une période d'un mois) et, dans certains cas, de la raideur articulaire matinale (durée < 30 minutes) ou des crépitements lors du mouvement. Cela dépend, entre autres, des articulations atteintes. Les critères radiologiques sont basés sur les signes témoignant de dégénérescence articulaire tels que l'observation d'une diminution de l'espace articulaire (associée à une perte de cartilage) et d'une hypertrophie de l'os sous-chondral [augmentation de sa densité et le développement d'ostéophytes et de kystes sous-chondraux] (The Bone and Joint Decade, 2005). Cette pluralité de critères ou de définitions dans le diagnostic de la maladie est due au fait que l'arthrose peut être silencieuse et qu'il n'existe pas une très forte corrélation entre les signes radiologiques et les symptômes ainsi que les incapacités qui peuvent en découler (Sharma et coll., 2006). À cet effet, chez certaines personnes, on peut observer une importante dégénérescence articulaire et très peu de douleur ou de perte de fonction motrice (arthrose radiologique asymptomatique), alors que chez d'autres individus, on retrouve les symptômes typiques de l'arthrose mais aucune confirmation radiologique de la pathologie (arthrose symptomatique seulement), tel que mentionné par Buckwalter et Martin (2006). Établir le diagnostic de l'arthrose sur la base d'une seule définition représente donc un défi majeur.

Le problème de définition dans le diagnostic de la maladie reflète la manifestation hétérogène du processus arthrosique d'un individu à l'autre et cause un inconvénient non négligeable pour la recherche. Les épidémiologistes sont confrontés à ce problème de définition pour évaluer la prévalence, l'incidence et les coûts associés à la maladie. De plus, l'utilisation de critères de définition différents d'un essai clinique à un autre peut rendre la comparaison des résultats de recherche difficile. Un effort a été fait pour tenter de standardiser les critères de définition de l'arthrose. *L'American College of Rheumatology* (ACR) a développé des critères diagnostiques (Altman et coll., 1991;

1990; 1986) qui sont actuellement les plus utilisés en recherche (Arden et Nevitt, 2006). Ces critères ont été développés pour différencier les cas d'arthrose symptomatique des personnes ayant des douleurs articulaires causées par d'autres types d'arthrite ou par d'autres maladies musculo-squelettiques (Arden et Nevitt, 2006). Ceux proposés par l'ACR dans le cas de l'arthrose au genou sont présentés dans le tableau 3.2. Dans le cadre de cette thèse, ce sont les critères combinant les signes cliniques et radiologiques qui ont été retenus à titre de critères d'inclusion. L'utilisation d'une définition combinant les symptômes à une confirmation radiographique de la présence d'arthrose témoigne du désir de former un groupe de sujets d'étude ayant une arthrose au genou cliniquement significative (Sharma et coll., 2006).

Tableau 3.2. Critères de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR

Critères cliniques	Critères cliniques et radiologiques
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Douleur au genou journalière sur une période d'un mois au cours de la dernière année</li> <li>2. Crépitements lors d'une mobilisation articulaire</li> <li>3. Raideur matinale sur une durée <math>\leq 30</math> minutes</li> <li>4. Âge <math>\geq 38</math> ans</li> <li>5. Hypertrophie osseuse périarticulaire à l'examen clinique</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Douleur au genou journalière sur une période d'un mois au cours de la dernière année</li> <li>2. Ostéophytes (déterminés par radiographie)</li> <li>3. Liquide synovial typique aux arthrosiques (analyse en laboratoire)</li> <li>4. Âge <math>\geq 40</math> ans</li> <li>5. Raideur matinale sur une durée <math>\leq 30</math> minutes</li> <li>6. Crépitements lors d'une mobilisation articulaire</li> </ol>
<b>Le diagnostic d'arthrose est positif si les items suivants sont présents :</b>	
1,2,3,4 ou 1,2,5 ou 1,4,5	1,2 ou 1,3,5,6 ou 1,4,5,6

Traduit et reproduit de Arden et Nevitt (2006)

### 3.1.1.3. *Classification des types d'arthrose*

L'arthrose peut être catégorisée selon deux aspects : son étiologie ou ses atteintes articulaires (Arden et Nevitt, 2006). En termes d'étiologie, on retrouve l'arthrose dite primitive (ou primaire) et l'arthrose dite secondaire (Arden et Nevitt, 2006; Buckwalter et Martin, 2006; Sharma et coll., 2006). L'arthrose se développe le plus couramment sous la forme primitive, c'est-à-dire qu'elle se développe de façon spontanée sans aucune cause sous-jacente apparente (Buckwalter et Mankin, 1997), mis à part les

facteurs de risque (âge, obésité, sexe, hérédité). On dit également arthrose idiopathique. Ce type d'arthrose est celui que l'on retrouve fréquemment chez les aînés, et rarement chez les personnes de moins de 40 ans (Buckwalter et Martin, 2006). Beaucoup plus courante chez les jeunes adultes, l'arthrose secondaire se développe suite à un trouble prédisposant, telles une blessure articulaire ou une variété de désordres héréditaires, développementaux ou autres de nature inflammatoire, métabolique et anatomique pouvant affecter les articulations ou le développement cartilagineux (Buckwalter et Martin, 2006). La frontière entre ces deux types d'arthrose n'est pas claire. Le bilan clinique du processus de dégénérescence articulaire entre les cas d'arthrose primitive et secondaire semble similaire, ou non discriminant, à l'heure actuelle (Buckwalter et Martin, 2006). Dans le cadre du présent projet de recherche, les critères d'inclusion et d'exclusion ont été définis afin de cibler les cas d'arthrose primitive, tout en essayant d'éliminer autant que possible ceux présentant une arthrose de type secondaire.

En termes d'atteintes articulaires, les articulations les plus souvent touchées par l'arthrose primitive sont les articulations interphalangiennes et carpo-métacarpienne du pouce (au niveau de la main), le genou, la hanche, certaines articulations cervicales et lombosacrées de la colonne vertébrale ainsi que la première articulation métatarso-phalangienne, soit celle de l'hallux ou du gros orteil (Arden et Nevitt, 2006; Bessette et Choquette, 2001; Buckwalter et Martin, 2006; Rottensten, 2000; Sharma et coll., 2006). Les articulations de la cheville, du poignet, du coude et de l'épaule sont plus rarement affectées. Elles le sont davantage dans des cas d'arthrose secondaire (Arden et Nevitt, 2006; Buckwalter et Martin, 2006). En ce qui concerne le nombre d'articulations affectées, l'arthrose primitive peut se développer de façon très localisée en altérant une seule articulation (arthrose mono articulaire) ou elle peut se présenter à plusieurs sites articulaires, comme dans le cas de l'arthrose généralisée (Sharma et coll., 2006). La définition d'arthrose généralisée n'est pas claire à l'heure actuelle. Il ne semble pas exister de consensus quant aux critères spécifiques faisant référence à cette condition arthrosique aux atteintes articulaires multiples (Petersson et Jacobsson, 2002). Pour faciliter la pratique clinique, Petersson et Jacobsson (2002) proposent que le concept

d'arthrose généralisée soit utilisé pour désigner les cas où le processus arthrosique touche à la fois les articulations interphalangiennes proximales et distales au niveau de la main ainsi que les articulations du genou ou de la hanche. Le tableau 3.3 est une synthèse des informations relatives à la classification de l'arthrose selon son étiologie et ses atteintes articulaires.

Tableau 3.3. Classification des types d'arthrose

Classification en fonction de l'étiologie				
<b>Arthrose primitive (ou primaire) = idiopathique (sans cause apparente)</b>				
<b>Arthrose secondaire = arthrose dont la cause peut généralement être identifiée; présence de facteurs prédisposants de nature :</b>				
<ol style="list-style-type: none"> <li><b>1. Post traumatique – exemples :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Traumatisme articulaire majeur (p. ex. déchirure méniscale, ligamentaire)</li> <li>- Fracture affectant une articulation ou le développement d'ostéonécrose</li> <li>- Chirurgie articulaire (p. ex. ménisectomie)</li> </ul> </li> <li><b>2. Inflammatoire – exemples :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Toute forme d'arthropathie inflammatoire (p. ex. arthrite septique, arthrite rhumatoïde, arthrite goutteuse)</li> <li>- Ostéochondrite</li> </ul> </li> <li><b>3. Métabolique – exemples :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Ochronose (déficit enzymatique héréditaire pouvant causer l'accumulation d'acide homogentisique dans le cartilage articulaire)</li> <li>- Acromégalie (pouvant impliquer une surproduction de cartilage articulaire)</li> <li>- Hémochromatose (dépôts de fer excessifs dans divers tissus)</li> <li>- Maladies impliquant des dépôts calciques (accumulation de cristaux de calcium dans le cartilage articulaire)</li> <li>- Diabète sucré</li> <li>- Problème de glande thyroïde (hypo ou hyperthyroïdie)</li> </ul> </li> <li><b>4. Anatomique – exemples :</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Maladie de Legge-Perthes (nécrose de l'épiphyse fémorale)</li> <li>- Dysplasie épiphysaire (malformation osseuse)</li> <li>- Dislocation congénitale de la hanche</li> <li>- Inégalité de longueur des membres inférieurs</li> <li>- Syndrome d'hyper mobilité articulaire</li> </ul> </li> </ol>				
Classification en fonction des atteintes articulaires				
<b>Atteinte mono articulaire</b>				
<b>Atteinte oligo articulaire ou poly articulaire (arthrose généralisée)</b>				
Principaux sites d'atteinte				
Main	Colonne vertébrale	Genou	Hanche	Pied
Articulations : IPP, IPD CMP	Articulations zygapophysaires et intervertébrales aux niveaux cervical et lombo- sacré	Compartiments fémoropatellaire, fémorotibiaux interne, externe	Excentrique (supérieure), concentrique (axiale, interne), diffuse (coxite sénile)	Articulation : TMT de l'hallux (ou du gros orteil)

Abréviations : IPP et IPD = interphalangiennes proximales et distales, CMP = carpo-métacarpienne du pouce, TMT = tarso-métatarsienne ; sources : traduit et reproduit de Arden et Nevitt (2006) avec des informations ajoutées de Bessette et Choquette (2001), Buckwalter et Martin, (2006) ainsi que Rottensten (2000).

### ***3.1.2. Prévalence et incidence***

La prévalence et l'incidence de l'arthrose varient selon les régions du monde et en fonction de l'âge, du sexe et des atteintes articulaires. Les données épidémiologiques rapportées dans cette recension des écrits sont organisées en tenant compte de ces facteurs de variation. Il est important que le lecteur tienne compte du fait que les estimations de la prévalence et de l'incidence dépendent de la définition utilisée dans les études épidémiologiques pour diagnostiquer l'arthrose (Kopeck et coll., 2007; Srikanth et coll., 2005). D'une étude à l'autre, les critères diffèrent selon la méthode de diagnostic utilisée : radiologique, symptomatique (ou clinique), les deux, l'auto-déclaration par questionnaire et le diagnostic clinique recensé et codé dans une base de données administratives (Kopeck et coll., 2007; Srikanth et coll., 2005). La comparaison entre les études d'un point de vue épidémiologique est donc difficile et non pertinente ici.

#### ***3.1.2.1. Prévalence de l'arthrose***

L'arthrose est un problème articulaire présent à l'échelle mondiale avec une prévalence assez considérable et ceci, surtout en Amérique et en Europe (Croft, 1996; Petersson et Jacobsson, 2002). Le tableau 3.4 recense la prévalence de l'arthrose symptomatique de divers pays. Au Canada, une étude récente estime, à partir d'une base de données administrative, que 10,8% de la population de la Colombie Britannique (soit environ 434 milles personnes sur quatre millions) était touchée par l'arthrose en 2001 (Kopeck et coll., 2007). Dans le même ordre de grandeur, les Instituts de recherche en santé du Canada (2006) rapportent que l'arthrose touche trois millions de Canadiens, soit une personne sur dix. Aux États-Unis, les auteurs d'une publication synthèse et récente portant sur la prévalence des formes d'arthrite (Lawrence et coll., 2008) estiment, selon le recensement de la population en 2005, que 27 millions d'Américains de 25 ans et plus sont atteints d'arthrose diagnostiquée cliniquement, soit 6 millions de plus qu'en 1995. Ce nombre de personnes touchées par la maladie correspond à environ 12,1% de la population américaine de 25 ans et plus, selon un document mis à jour en 2006 du National Institute of Arthritis Musculoskeletal and Skin Disease (2002). En France, 9 à



10 millions de personnes, soit environ 17% de la population, sont touchées par la maladie arthrosique [statistique rapportée par Le Pen et coll. (2005)].

L'ensemble de ces données épidémiologiques permet de prendre conscience qu'il y a une quantité colossale de personnes touchées par l'arthrose au pays comme sur la scène internationale. Cela justifie l'importance d'investir dans le développement d'outils ou de méthodes efficaces pour améliorer les traitements et la qualité de vie de ces personnes.

Tableau 3.4. Prévalence de l'arthrose symptomatique à travers six pays

Pays et régions	Référence	Articulations atteintes	Taille de l'échantillon	Information sur l'échantillon	Critères de diagnostic	Âge	Prévalence
<b>Canada (Colombie-Britannique)</b>	Kopec et coll. (2007)	Toutes formes d'arthrose	4 020 000 (population couverte par le système de santé publique en 2001)	Base de données des visites médicales dans le système de santé publique de 1991-2001	Code référant à l'arthrose selon la Classification Internationale des Pathologies, (ICP-9)	Ouvert	10,8% Femme : 12,6% Homme : 8,9%
<b>Canada (Québec)</b>	Rossignol (2004)	Toutes formes d'arthrose	11 144 travailleurs	Enquête à l'échelle du Québec faite par les services sociaux et la santé publique, en 1998	Auto déclaration par questionnaire	De 25 à 64 ans	3,1% - parmi eux : Main : 43,1% Genou : 53,2% Hanche : 36,4%
<b>États-Unis</b>	Lawrence et coll. (2008) <sup>†</sup>	Main, genou	Environ 2 400 adultes	Cohorte de Framingham (Boston, Massachusetts)	Symptomatique + radiologique ( $G_{KL} \geq 2$ )	26 ans et plus	<sup>1</sup> Main : 6,8% <sup>2</sup> Genou : 4,9%
		Genou, hanche	Environ 3 000 adultes	Cohorte de Johnston County (milieu rural en Caroline du Nord)	Symptomatique + radiologique ( $G_{KL} \geq 2$ )	45 ans et plus	<sup>3</sup> Genou : 16,7% <sup>4</sup> Hanche : 9,2%
<b>France (à échelle du pays)</b>	Rossignol et coll. (2003)	Main, genou et hanche	10 412 patients arthrosiques	5254 médecins rapportent leurs deux premières consultations pour de l'arthrose en 2002	Symptomatique + confirmation radiologique dans 91% des cas	Ouvert	Main : 11,6% Genou : 35,6% Hanche : 15,7% Atteintes multiples : 37,1%
<b>Italie</b>	Mannoni et coll. (2003)	Main, genou et hanche	864 personnes âgées	Enquête dans Communauté de Dicomano (milieu rural près de Florence)	Auto déclaration par questionnaire + critères cliniques de l'ACR	65 ans et plus	Main : 14,9% Genou : 29,8% Hanche : 7,7%
<b>Espagne (à échelle du pays)</b>	Carmona et coll. (2001)	Main et genou	2998 adultes	Échantillon formé à travers la population de 20 municipalités	Critères cliniques de l'ACR	20 ans et plus	Main : 6,2% Genou : 10,2%
<b>Grèce</b>	Andrianakos et coll. (2006)	Main, genou et hanche	8740 adultes	Échantillon formé à travers 9 municipalités entre 1996-1999.	Critères cliniques et radiologiques de l'ACR	19 ans et plus	Main : 2,0% Genou : 6,0% Hanche : 0,9%

Annotations : Le signe <sup>†</sup> indique que les prévalences rapportées dans cet article synthèse sont des estimations à partir des données de base en provenance des études suivantes, qui ont été réajustées en fonction du recensement de la population en 2000 : étude de Zhang et coll. (2002)<sup>1</sup>, de Felson et coll. (1987)<sup>2</sup>, de Jordan et coll. (2007)<sup>3</sup> ainsi que de Helmick et coll. (2003)<sup>4</sup> ;  $G_{KL}$  = Grade de sévérité radiologique de l'arthrose selon l'échelle de Kellgren et Lawrence (1957).

La prévalence de l'arthrose augmente de façon importante avec l'âge puisque la condition demeure irréversible à ce jour (The Bone and Joint Decade, 2005). Selon des données canadiennes, la relation entre la prévalence et l'âge se caractérise par une augmentation presque exponentielle entre 20 et 50 ans et une augmentation plutôt linéaire de 50 à 80 ans (Kopec et coll., 2007). Les mêmes auteurs estiment que 10% de la population de 45 à 49 ans est diagnostiquée arthrosique et qu'entre 70 à 74 ans presque 30% des hommes et 40% des femmes le sont. Ils notent que la prévalence en nombre de cas absolu atteint son maximum entre 70 à 74 ans chez les hommes et de 75 à 79 ans chez les femmes. Ils estiment aussi que l'âge moyen des personnes diagnostiquées est 61 ans chez les hommes et 64 ans chez les femmes.

De façon générale, la prévalence des femmes touchées par l'arthrose est plus élevée que celle des hommes, mais il existe une interaction entre l'âge et la différence liée au sexe avec une séparation claire des prévalences pour chacun des sexes suite à la ménopause (Kopec et coll., 2007; Petersson et Jacobsson, 2002; Srikanth et coll., 2005). Auprès d'un échantillon de la population canadienne de la Colombie Britannique, Kopec et coll. (2007) ont obtenu un ratio hommes/femmes diagnostiqués arthrosiques de 0,70<sup>11</sup>. Ce ratio est semblable à celui de 0,69 rapporté dans une méta-analyse récente basée sur 34 études réalisées à travers le monde (Srikanth et coll., 2005). En tenant compte des sites articulaires touchés par la maladie, Srikanth et coll. (2005) montrent que les femmes sont davantage à risque que les hommes de développer de l'arthrose au genou et à la main, peu importe l'âge et la définition utilisée. Cette tendance est aussi observée par Lawrence et coll. (2008) qui font une synthèse des plus importantes études américaines portant sur la prévalence de l'arthrose. Ces deux publications soulèvent le fait que cet effet est encore plus important après l'âge de 50 à 55 ans. De plus, à partir de cet âge critique pour les femmes, le niveau de sévérité des atteintes au genou est plus avancé chez ces dernières que chez les hommes (Srikanth et coll., 2005).

L'arthrose peut se développer dans n'importe quelle articulation synoviale du corps humain. La prévalence de la maladie semble être plus élevée aux niveaux des mains, des

---

<sup>11</sup> Précisons que 8,9% étaient des hommes, comparativement à 12,6% de femmes.

genoux et des hanches comparativement aux autres sites couramment atteints [mâchoire, épaules, chevilles et pieds] (Petersson et Jacobsson, 2002). En se basant sur quatre études récentes menées aux États-Unis (Lawrence et coll., 2008), en Italie (Mannoni et coll., 2003), en Espagne (Carmona et coll., 2001) et en Grèce (Andrianakos et coll., 2006), la prévalence de l'arthrose symptomatique à la main varie de 2,0% à 14,9%, celle au genou de 4,9% à 29,8% et celle à la hanche de 0,9% à 9,2% (voir tableau 3.4). Dans plusieurs travaux épidémiologiques, on peut observer que la prévalence de l'arthrose symptomatique au genou est plus élevée qu'à la main et à la hanche (Andrianakos et coll., 2006; Carmona et coll., 2001; Mannoni et coll., 2003; Rossignol, 2004; Rossignol et coll., 2003). Or, d'autres résultats montrent que cette tendance n'est pas toujours respectée. À cet effet, Lawrence et coll. (2008) ont estimé, à partir de résultats de deux études antérieures (Felson et coll., 1987; Zhang et coll., 2002) réalisées aux États-Unis en 2000 sur la cohorte de Framingham (26 ans et plus), que la prévalence de l'arthrose symptomatique est plus élevée à la main (6,8%) qu'au genou (4,9%). On peut tout de même conclure que l'arthrose au genou est parmi les formes d'arthrose les plus courantes au niveau des membres inférieurs avec celle à la hanche (Murphy et coll., 2006). La figure 3.1 est un diagramme démontrant les divers types de combinaison de sites d'atteintes articulaires arthrosiques que l'on peut observer à l'intérieur d'un échantillon de population. La figure 3.2 illustre comment l'arthrose au genou est fréquente à travers diverses régions du monde, qu'elle augmente en fonction de l'âge et qu'elle touche plus les femmes que les hommes.

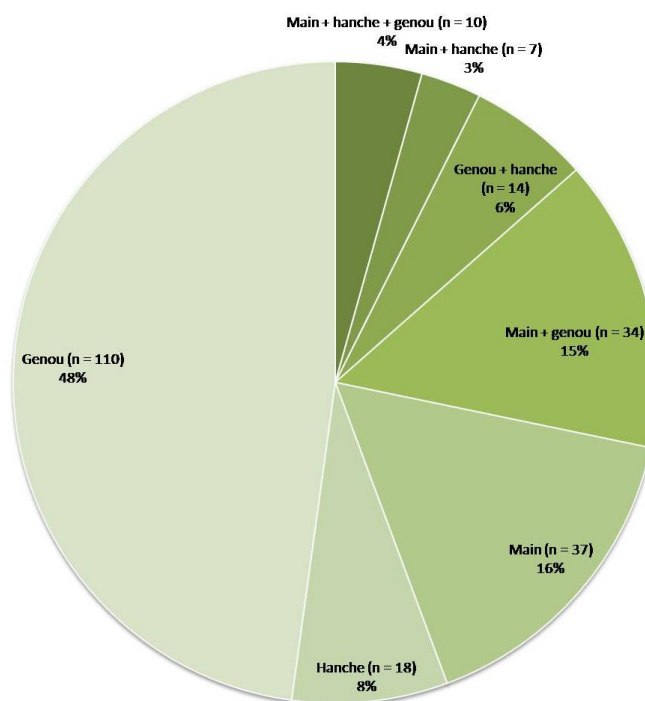


Figure 3.1. Patron des atteintes arthrosiques dans les articulations périphériques selon la cohorte de Dicomano. Ce diagramme a été tiré et reproduit de Mannoni et coll. (2003).

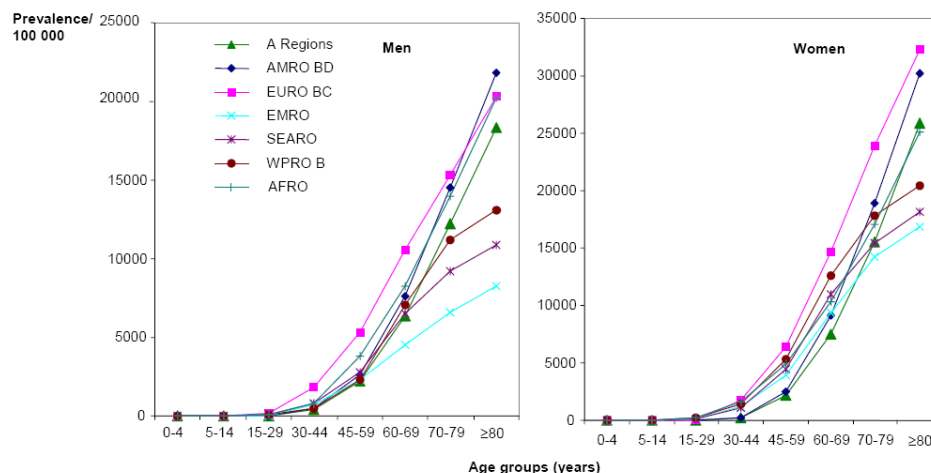


Figure 3.2. Prévalence de l'arthrose au genou en fonction de l'âge, du sexe et de différentes régions.

Abréviations : A Regions = pays développés en Amérique du Nord, en Europe de l'est, le Japon, l'Australie et la Nouvelle Zélande ; AMRO BD = pays en développement en Amérique ; Euro BC = pays en développement en Europe ; EMRO = pays de l'Est de la Méditerranée et de l'Afrique du Nord ; SEARO = pays du sud est de l'Asie ; AFRO = pays d'Afrique au sud du Sahara. Sources : les graphiques ont été tirés de The Bone and Joint Decade (2005) qui ont recueilli les données de Picavet et Hazes (2003).

### 3.1.2.2.L'incidence de l'arthrose

Sur la base d'un échantillon canadien de la Colombie-Britannique, Kopec et coll. (2007) ont estimé l'incidence de l'arthrose diagnostiquée cliniquement à 11,7% par 1000 personnes au cours de l'année 2000-2001. Ils ont aussi observé que l'incidence était plus élevée chez les femmes (13,4 par 1000 personnes) que chez les hommes (10,0 par 1000 personnes), avec un ratio homme/femme de 0,75. Dans le même sens, Srikanth et coll. (2005) obtiennent, suite à une méta-analyse regroupant cinq études, que chez les hommes comparativement aux femmes, les niveaux d'incidence de l'arthrose au genou (0,55, IC<sup>12</sup> à 95% : 0,32-0,94) et à la hanche (0,64, IC à 95% : 0,48-0,86) sont significativement plus basses. Ils ont observé une tendance allant dans le même sens dans le cas de l'arthrose à la main (0,65, IC à 95% : 0,35-1,20). En fonction de l'âge, Kopec et coll. (2007) observent que l'incidence de l'arthrose augmente de façon linéaire entre 50 et 80 ans et ceci, pour les deux sexes. Ils notent qu'entre 70 et 74 ans, l'incidence est respectivement de 39,0 et de 51,9 par 1000 personnes chez les hommes et chez les femmes. Ils ont obtenu le plus grand nombre de nouveaux cas entre les âges de 50 à 54 ans pour les deux sexes et ils ont estimé que l'âge moyen pour le diagnostic de la maladie se situait à 57 ans chez les hommes et à 59 ans chez les femmes. Les tendances en fonction de l'âge et du sexe observées par Kopec et coll. (2007) sur des données canadiennes sont en concordance avec ce qui est rapporté dans un document synthèse américain (Buckwalter et Martin, 2006).

Les données de Oliveria et coll. (1995) sont parmi les plus récentes données américaines portant sur l'incidence de l'arthrose symptomatique en fonction des sites articulaires. Elles montrent que l'incidence (normalisée en fonction du sexe et de l'âge) de l'arthrose au genou (240/100 000 personnes-année) est supérieure à celles à la main (100/100 000 personnes-année) et à la hanche (88/100 000 personnes-année). Oliveria et coll. (1995) évaluent aussi que l'incidence d'arthrose au genou s'approchait de 1% par année chez les femmes âgées de 70 à 89 ans.

---

<sup>12</sup> IC est l'abréviation d'un intervalle de confiance.

### ***3.1.2. Conséquences de l'arthrose sur la personne et pour la société***

L'arthrose implique des conséquences indésirables sur les personnes touchées par la maladie et pour la société en général. Sur la personne atteinte, l'arthrose peut engendrer des limitations sur le plan de la fonction motrice, une dégradation de la qualité de vie et de la santé mentale, des difficultés au niveau de l'emploi et des coûts importants. Pour la société, la personne arthrosique mobilise beaucoup les ressources disponibles en santé, elle est un facteur de diminution de la rentabilité pour les entreprises et, par conséquent, un fardeau économique important.

#### ***3.1.3.1. Conséquences sur la personne***

Plusieurs travaux de recherche ont été menés pour évaluer la prévalence des personnes ayant des limitations en termes de fonction motrice parmi celles souffrant d'arthrose et pour mieux identifier le type de limitations au quotidien que ces personnes subissent. Une étude québécoise récente conduite auprès de 11 144 travailleurs de 25 à 64 ans montre que, parmi les 345 personnes (3,1%) souffrant d'arthrose, 26,8% ont déclaré être limitées par la maladie dans le déroulement de leurs activités quotidiennes (Rossignol, 2004). Cette proportion représente une prévalence six fois plus élevée que la proportion de personnes ayant fait la même déclaration parmi les individus du même âge non atteints d'arthrose. Parmi la cohorte de personnes arthrosiques, 53,2% se plaignaient de douleur au genou, 43,1% au poignet ou à la main et 36,4% à la hanche. La limitation la plus couramment rapportée, soit dans 75,3% des cas, était la difficulté de se déplacer entre le domicile et le lieu du travail. Quant à eux, Fautrel et coll. (2005) ont conduit une étude à l'échelle nationale en France auprès de 10 000 personnes souffrant d'arthrose pour évaluer les impacts de cette maladie chez les personnes atteintes. Ils ont noté que plus de 80% des patients ont rapporté des limitations lors de la réalisation des tâches quotidiennes (déplacements, ménage et nettoyage, soins personnels, épicerie, habillage, jardinage et travaux extérieurs, sports). Les atteintes arthrosiques au genou ou à la hanche étaient les deux types engendrant le plus de limitations comparativement à de l'arthrose à la main. Parmi les personnes présentant de l'arthrose au genou, 73% ont rapporté des difficultés lors des déplacements extérieurs (7 fois plus de cas que chez le

groupe témoin<sup>13</sup>), 15,2% lors des déplacements intérieurs (5,4 fois plus de cas que chez le groupe témoin), 65,1% à faire l'épicerie (5,6 fois plus de cas que chez le groupe témoin), 35,6% à faire du nettoyage intérieur (1,7 fois plus de cas que chez le groupe témoin) et 22,8% ont rapporté des restrictions dans la pratique de sports (1,8 fois de plus de cas que chez le groupe témoin). La figure 3.3 illustre comment les limitations au quotidien augmentent avec l'âge chez les personnes arthrosiques et comment elles varient selon les articulations atteintes (Rossignol et coll., 2003).

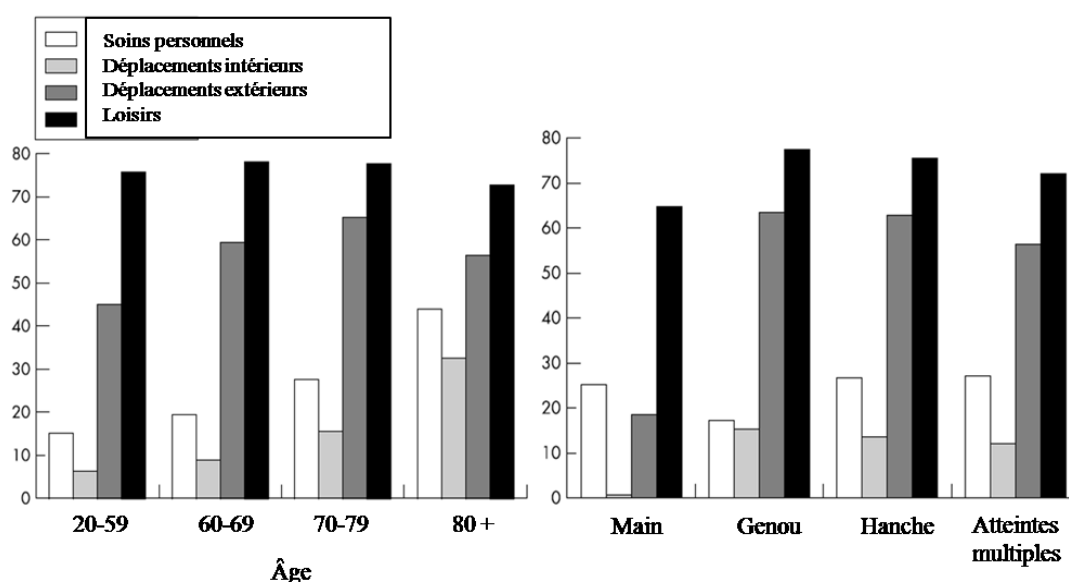


Figure 3.3. Le pourcentage de personnes atteintes d'arthrose rapportant des limitations au quotidien (soins personnels, déplacement intérieur, déplacement extérieur et loisirs) est exprimé en fonction de l'âge (à droite) ou selon les sites articulaires atteints (à gauche).

Les données et les figures ont été tirées de Rossignol et coll. (2003).

En plus des limitations au niveau de la fonction motrice, souffrir d'arthrose peut aussi impliquer une diminution de la qualité de vie en général (Carmona et coll., 2001; Jakobsson et Hallberg, 2002; Nunez et coll., 2007). Nunez et coll. (2007) ont observé chez un échantillon de patients souffrant d'arthrose au genou avec un niveau de sévérité très avancé (pré opératoire) une diminution de la qualité de vie<sup>14</sup> dans les huit volets

<sup>13</sup> Les résultats de ce groupe témoin provenaient de personnes appariées aux personnes arthrosiques en termes d'âge et de genre ayant participé à une enquête nationale en 1999 (HID Survey) portant sur les incapacités rencontrées au quotidien.

<sup>14</sup> Évaluée par le SF-36 (McHorney et coll., 1994; Ware et Sherbourne, 1992).



suivants : la fonction et le rôle physiques, la douleur corporelle, l'état de santé en général, la vitalité, la fonction sociale, l'état émotionnel et la santé mentale. La douleur, les limitations de la fonction motrice et l'avancement en âge sont des facteurs responsables de la diminution de la qualité de vie chez les patients arthrosiques (Jakobsson et Hallberg, 2002). À titre d'exemples de modifications de la qualité de vie, un document synthèse de *The Bone and Joint Decade* (2005) rapporte qu'il y a de nombreuses personnes qui souffrent d'arthrose pour lesquelles leurs relations familiales sont affectées par la maladie et leurs incapacités physiques nécessitent une adaptation du domicile et des moyens de transport. De plus, Murphy et coll. (2006) rapportent que l'arthrose peut causer des troubles du sommeil, causés par des douleurs nocturnes, et elle peut même mener à la dépression. On comprend alors que l'arthrose perturbe diverses facettes de la vie des personnes atteintes. Les conséquences de cette maladie ne se limitent pas uniquement au plan physique et à la fonction motrice.

Étant donné que l'arthrose touche des personnes encore actives dans le monde du travail, elle est la source de problématiques importantes dans ce domaine. L'étude de Rossignol (2004), réalisée au Québec, soulève le fait que les personnes atteintes d'arthrose rapportaient deux fois plus d'absentéisme au travail que les personnes non atteintes (23,8% vs 10,6%). De plus, chez les personnes arthrosiques, les absences s'étalaient sur une plus longue période de temps, soit plus de trois semaines dans 44,4% des cas comparativement à 33,9% des cas chez les travailleurs non atteints par la maladie. En France, Fautrel et coll. (2005) notent que 64,4% des travailleurs souffrant d'arthrose ont des limitations au travail comparativement à 14,3% des personnes non arthrosiques, et que 21,6% ont rapporté de l'absentéisme causé par cette maladie. Parmi les travailleurs arthrosiques rapportant des limitations, près des deux tiers (65,7%) étaient atteints d'arthrose au genou. Gupta et coll. (2005) ont évalué, auprès d'une cohorte ontarienne de 1258 arthrosiques atteints au genou ou à la hanche, une perte annuelle d'environ 4 000\$ pour les personnes de 65 ans et moins à cause des jours de travail manqués, de la diminution de la capacité de travail et de la difficulté à trouver de l'emploi à cause de la maladie. Cette somme correspond à 32,9% du coût total (frais de

services communautaires et d'aide non remboursés par l'État, perte d'argent liée à l'emploi, etc.) défrayé en moyenne annuellement par ces personnes à cause de leur problème d'arthrose. Les auteurs de cette même étude rapportent que 2,5% de la cohorte n'étaient pas en mesure de travailler à cause de la maladie. Rabenda et coll. (2006) ont recensé un total de 1753 jours d'absence pour maladie liés à l'arthrose sur une période de six mois auprès d'une cohorte de 3440 employés de la ville de Liège en Belgique. Le nombre moyen de jours de maladie était de 0,8 jour par patient arthrosique par mois, correspondant à 64,5 euros par mois de perte pour un patient ( $\approx 91,8\$^{15}$ ). L'ensemble de ces recherches permet d'évaluer la perte de rentabilité au travail et le fardeau monétaire associé que les personnes souffrant d'arthrose peuvent subir. Comme autres conséquences, difficilement estimables mais non moins importantes, il s'ajoute aussi les sentiments négatifs que peuvent ressentir les personnes arthrosiques éprouvant des difficultés au travail, tels que la perte de confiance ainsi que la diminution de la motivation.

L'arthrose implique des frais médicaux (visite de professionnels de la santé, tests médicaux, médicaments), des frais d'aide à domicile, de transport ainsi que des frais pour l'adaptation du logement. Selon le type de couverture sociale en santé, l'état endosse une partie de ces dépenses. Il ne demeure pas moins que de nombreuses personnes arthrosiques doivent déboursier des frais annuels considérables dus à la maladie. Dans l'étude canadienne de Gupta et coll. (2005), 60% de leur cohorte ontarienne de 1258 personnes arthrosiques ont rapporté des frais personnels liés à l'arthrose, dont 52,6% ont rapporté des frais indirects et 22,5% ont rapporté des frais directs. Le coût moyen défrayé annuellement (direct et indirect) a été estimé à 12 200\$<sup>16</sup> chez les personnes ayant rapporté des frais. Le coût annuel moyen des frais directs, ce qui incluait l'achat d'équipement pour mieux adapter le domicile et le recours à certains services offerts à la communauté ainsi que de l'aide à domicile non remboursée par

---

<sup>15</sup> Conversion de devises faite à partir du taux de conversion annuel moyen, en vigueur selon l'année de publication de l'étude et en fonction des données de La Banque du Canada ([http://www.bankofcanada.ca/fr/taux/echange\\_avg\\_pdf-f.html](http://www.bankofcanada.ca/fr/taux/echange_avg_pdf-f.html)).

<sup>16</sup> Estimation faite en 2002.

l'état, a été estimé à 2 300\$<sup>15</sup>. Le coût annuel moyen des frais indirects a été évalué à 12990\$<sup>15</sup>, ce qui comprenait le temps personnel et de travail perdu, le temps d'inefficacité au travail et le temps alloué par des proches pour de l'aide. Gupta et coll. (2005) ont aussi observé que les coûts rapportés augmentaient avec le niveau de sévérité « symptomatique<sup>17</sup> » de la maladie. Cette étude nous informe sur l'ampleur des frais au niveau individuel, mais qu'en est-il au plan social ?

### 3.1.3.2. *Conséquences pour la société*

L'arthrose est un énorme problème socioéconomique dû à la diminution de la qualité de vie, tel qu'il a déjà été abordé, aux coûts des services de santé et à la perte de productivité. Il a été estimé que les coûts de santé reliés aux problèmes musculo-squelettiques, dont l'arthrose qui est une des pathologies les plus courantes, s'élèvent dans les dernières décennies à environ 1% à 2,5% du produit national brut des pays développés tels que les États-Unis, le Canada, le Royaume-Uni, la France et l'Australie (March et Bachmeier, 1997). Une étude française récente menée à l'échelle du pays chiffre les coûts directs reliés à l'arthrose en 2002 à plus de 1,6 milliards d'Euro [ $\approx$  2,4 milliards de dollars canadiens<sup>18</sup>] (Le Pen et coll., 2005). Cette somme représente environ 1,7% des dépenses du système de santé national, ce qui est comparable aux coûts associés aux maladies cardiaques. Dans la même étude, il a été évalué que, par année, plus de 270 millions d'euros ( $\approx$  407 millions en dollars canadiens<sup>9</sup>) sont dépensés en visite médicale (plus de 13 millions de visites avec un médecin sont enregistrées), plus de 570 millions d'euros ( $\approx$  860 millions en dollars canadiens<sup>9</sup>) sont déboursés par l'état en frais de médicaments (ce qui correspond en moyenne à 1,5 médicaments par patient arthrosique) et 820 millions d'euros ( $\approx$  1,24 milliards en dollars canadiens<sup>9</sup>) sont investis pour les soins en milieu hospitalier (court séjour, soins post opératoires, réhabilitation). Les auteurs rapportent qu'en moyenne un patient atteint d'arthrose symptomatique en

<sup>17</sup> Évalué à l'aide du *Western Ontario MacMaster University Osteoarthritis Index* (WOMAC) qui est une échelle algofonctionnelle évaluant la douleur, la fonction physique et la raideur au quotidien (Bellamy et coll., 1988).

<sup>18</sup> Conversion de devises faite à partir du taux de conversion annuel moyen, en vigueur selon l'année de publication de l'étude et en fonction des données de La Banque du Canada ([http://www.bankofcanada.ca/fr/taux/echange\\_avg\\_pdf-f.html](http://www.bankofcanada.ca/fr/taux/echange_avg_pdf-f.html)).

France voit un médecin à une fréquence de trois fois par année pour ce problème de santé. Une prescription de médicaments a lieu dans 94% des visites médicales et une admission à l'hôpital pour des soins se produit seulement chez 3% des patients annuellement mais contribue pour 50% des coûts directs.

En ce qui concerne la perte de productivité économique, Le Pen et coll. (2005) ont estimé à plus de 5 millions annuellement le nombre de jours de maladie prescrits par les médecins à des patients arthrosiques. Ce nombre représente 2,6% du total du nombre de jours de maladie prescrits annuellement au total, dans la population. Auprès d'un échantillon de 3440 travailleurs belges, Rabenda et coll. (2006) notent une perte de productivité reliée à l'arthrose de 23,8 euros ( $\approx 33,9\$^{19}$ ) par personne active par mois (1753 jours de maladie sur six mois), ce qui dépasse l'estimation des coûts directs en santé (15,2 euros par personne active par mois) [ $\approx 21,6\$^{10}$ ]. Les résultats des travaux de Le Pen et coll. (2005) et de Rabenda et coll. (2006) donnent un ordre de grandeur de l'impact de l'arthrose en termes de frais de santé directs et en perte de productivité économique. Bien que ces études n'aient pas été réalisées dans un contexte canadien, elles nous permettent de mieux évaluer le fardeau économique de l'arthrose à une échelle nationale.

En somme, cette section permet au lecteur de mieux différencier l'arthrose des autres formes d'arthrite inflammatoire et de prendre conscience de l'ampleur de cette pathologie à cause de ses hautes prévalence et incidence ainsi que de ses conséquences individuelles et collectives. Cette section permet aussi de se familiariser avec les concepts d'arthrose primaire et secondaire ainsi que les divers critères de définition utilisés pour le diagnostic de la maladie. Tous ces aspects ont été traités pour que le lecteur ait une vue d'ensemble de l'arthrose et dans le but de faciliter la compréhension des choix qui ont été faits lors de l'élaboration des critères d'inclusion et d'exclusion dans la présente recherche pour former les groupes à l'étude. Ces critères ainsi que les groupes seront présentés dans le troisième chapitre portant sur la méthodologie générale.

---

<sup>19</sup> Conversion devise faite à partir du taux de conversion annuel moyen, en vigueur selon l'année de publication de l'étude et en fonction des données de La Banque du Canada ([http://www.bankofcanada.ca/fr/taux/echange\\_avg\\_pdf-f.html](http://www.bankofcanada.ca/fr/taux/echange_avg_pdf-f.html)).

Puisque la présente recherche porte plus spécifiquement sur l'arthrose au genou, ou gonarthrose, les types d'atteintes arthrosiques à cette articulation sont traités plus en détail dans la prochaine section.

### **3.1. Les types d'arthrose au genou (ou de gonarthrose)**

L'arthrose au genou peut se présenter sous diverses formes et, donc, affecter des structures anatomiques différentes selon le ou les compartiments articulaires touchés. Afin de bien comprendre les diverses formes arthrosiques pouvant se développer au niveau du genou, un bref survol de son anatomie est présenté dans la sous-section qui suit. Ensuite, les diverses formes d'atteintes radiologiques au genou sont présentées dans la seconde sous-section.

#### ***3.2.1. Anatomie du genou***

La figure 3.4, présentée à la page suivante, montre les composantes anatomiques du genou. Le genou est une articulation synoviale complexe n'ayant pas une grande stabilité de par sa morphologie, qui est formée de trois compartiments articulaires (Jamard et coll., 2000). Son manque de stabilité est en partie dû à une géométrie incongrue au niveau des surfaces articulaires des os en contact, soit entre le fémur et le tibia ainsi qu'entre le fémur et la patella [ou rotule] (Brinckmann et coll., 2002). Ce manque de congruence géométrique implique que les contacts osseux se font sur des surfaces relativement petites. Les pressions exercées sur ces surfaces peuvent alors être élevées (Brinckmann et coll., 2002). Entre le fémur et le tibia, qui est une zone soumise à de fortes pressions articulaires, on retrouve deux ménisques (tissus mous formés de fibrocartilage), l'un à l'interne (médial) et l'autre à l'externe (latéral). Ces tissus mous ont pour fonction d'augmenter les surfaces de contact osseuses, réduisant ainsi les pressions exercées sur les surfaces articulaires (Brinckmann et coll., 2002). Le cartilage hyalin, recouvrant les extrémités des condyles fémoraux, les plateaux tibiaux et la face postérieure de la patella, favorise le glissement entre les os lors du mouvement grâce à sa couche protectrice lisse se caractérisant par un faible coefficient de friction (Brinckmann et coll., 2002). Les surfaces articulaires (du fémur, de la patella et du tibia)

ainsi que le cartilage, qui recouvre ces surfaces, de même que les ménisques sont les principales composantes des trois compartiments articulaires du genou. Ces derniers se nomment les compartiments fémorotibiaux interne et externe et le compartiment fémoropatellaire (Jamard et coll., 2000). Chacun des compartiments fémorotibiaux est formé de la portion distale (faces inférieure et postérieure) d'un condyle fémoral, d'un ménisque et d'un des deux plateaux tibiaux. Le compartiment fémoropatellaire est formé de la face antérieure des condyles fémoraux et de la face dorsale de la patella.

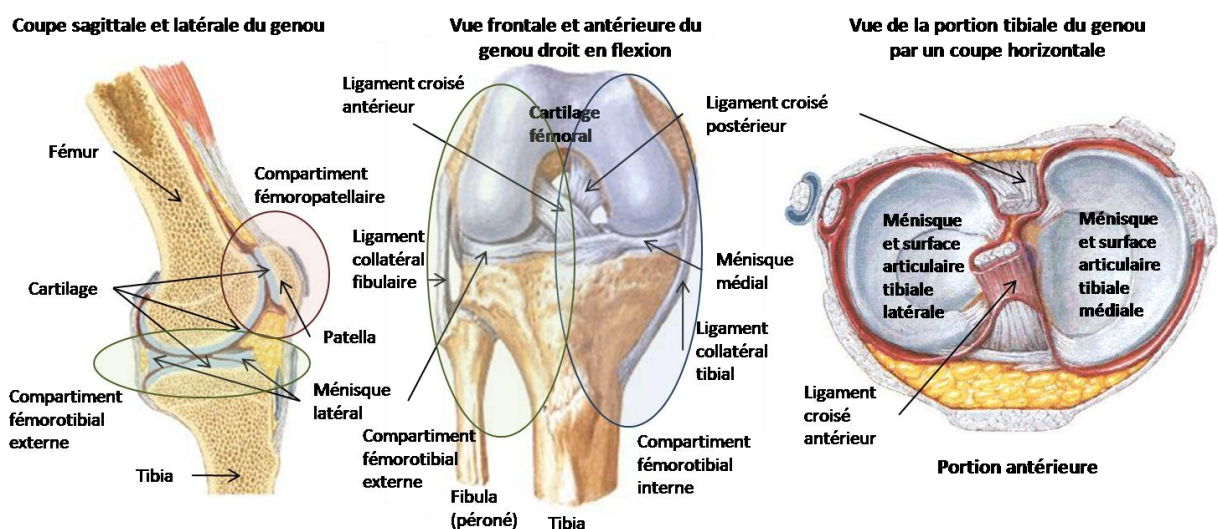


Figure 3.4. Schéma illustrant l'anatomie du genou dans les plans frontal, sagittal et horizontal. Les images sont tirées de Netter (1997). Les os en présence, les ménisques, les surfaces de cartilage, les principaux ligaments et les trois compartiments au genou sont identifiés.

La stabilité du genou, bien que précaire, est assurée, en partie, par un ensemble de quatre structures ligamentaires, soit les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) ainsi que les ligaments collatéraux fibulaire et tibial (Netter, 1997). Les ligaments croisés agissent à titre de stabilisateurs en limitant les translations antéropostérieures entre le fémur et le tibia ainsi que les rotations axiales, telles que les rotations tibiales interne et externe (Thompson et Netter, 2008). Ils agissent à titre de stabilisateurs indépendamment de la position angulaire en flexion/extension autour du genou (Schünke et coll., 2006). Les ligaments collatéraux jouent un rôle important dans la limitation des rotations axiales et contribuent à restreindre les varus/valgus (ou adduction/abduction) prononcés au niveau du genou (Thompson et Netter, 2008). Leur rôle à titre de stabilisateurs articulaires devient important lorsque l'angle en flexion autour du genou est peu prononcé [genou presque en extension complète] (Schünke et coll., 2006). Le plus grand rôle dans la stabilisation articulaire est joué par deux groupes musculaires responsables des mouvements autour de l'articulation, qui se nomment les fléchisseurs ainsi que les extenseurs de la jambe. Les fléchisseurs de la jambe comprennent les muscles sartorius, gracile, biceps fémoral, semi-tendineux, semi-membraneux et le muscle poplité (Schünke et coll., 2006). Le biceps fémoral est aussi responsable de la rotation externe de la jambe par rapport à la cuisse et le semi-tendineux, le semi-membraneux, le sartorius, le gracile de la rotation interne (Schünke et coll., 2006). Les extenseurs de la jambe se composent du quadriceps fémoral, regroupant le vaste médial, intermédiaire, latéral ainsi que le droit fémoral (Schünke et coll., 2006). Des illustrations de la localisation de ces muscles au niveau du membre inférieur sont présentées à la figure A1.1 de l'Annexe 1.

### ***3.2.2. Les atteintes radiologiques au genou***

Le développement de l'arthrose peut se produire de façon isolée, à l'un des trois compartiments articulaires du genou ou, de façon parallèle ou associative, à deux, voire à trois compartiments (Jamard et coll., 2000; Ravaud et Dougados, 2000). Duncan et coll. (2006) ont étudié la distribution des atteintes arthrosiques radiologiques au genou auprès de 777 participants de 50 ans et plus. Ils ont observé chez 40% des cas une

affection combinée aux niveaux des compartiments fémorotibiaux et fémoropatellaire, chez 24% des cas une atteinte isolée au niveau fémoropatellaire et dans 4% des cas une atteinte isolée au niveau fémorotibial. Bien que la gonarthrose au niveau fémoropatellaire semble être la forme la plus fréquente, selon ces résultats, elle a suscité un moins grand intérêt de recherche que la gonarthrose fémorotibiale puisqu'elle est souvent indolore, mieux tolérée cliniquement et son évolution est moins invalidante (Gerster et Linthoudt, 2000; Jamard et coll., 2000; Ravaud et Dougados, 2000). Les travaux de Dillon et coll. (2006), basés sur les données de la NHANES III<sup>20</sup>, montrent que, chez les Américains de 60 ans et plus, la prévalence radiologique de l'arthrose au niveau du compartiment fémorotibial interne est supérieure à celle au niveau du compartiment fémorotibial externe (voir la figure 3.5 à la page suivante). Gerster et Linthoudt (2000) rapportent que la gonarthrose fémorotibiale interne, comparativement à l'atteinte externe, engendre un déclin plus rapide de la fonction motrice.

Dans le cadre de la présente recherche, le site de localisation de la gonarthrose radiologique qui a été retenu à titre de sujet d'étude est une atteinte au niveau du compartiment fémorotibial sans prédominance de l'atteinte ou avec une prédominance au niveau interne. Le choix d'étudier ce type de gonarthrose repose entre autres sur sa haute prévalence (comparativement à l'atteinte externe) et sur sa rapidité de progression (comparativement à l'atteinte fémoropatellaire). Sa haute prévalence facilite le processus de recrutement de patients et assure que l'on étudie une forme d'arthrose courante dans la population augmentant ainsi la pertinence de la recherche et de ses conclusions. Sa rapidité de progression justifie aussi davantage la pertinence de la recherche puisqu'elle vise à améliorer les méthodes d'évaluation des traitements pour un meilleur suivi clinique des patients. Les personnes ayant des atteintes arthrosiques à plusieurs compartiments au genou n'étaient pas exclues, sauf si la prédominance de l'atteinte était présente au niveau fémorotibial externe. Ce critère d'exclusion a été établi pour éviter l'obtention d'une trop grande hétérogénéité dans les patrons de marche des patients ou

---

<sup>20</sup> Base de données d'une enquête faite entre 1991-1994 à l'échelle nationale sur la santé par le *National Center for Health Statistics of the Centers for Disease Control and Prevention* aux États-Unis.



l'observation de stratégies de marche en opposition au sein du groupe de patients étudié. Un tel phénomène aurait pu limiter la possibilité d'aboutir à des conclusions claires ou complexifier énormément le processus d'analyse. La prochaine section porte sur les diverses méthodes et outils actuellement utilisés en clinique pour diagnostiquer les personnes ayant de l'arthrose au genou et pour assurer leur suivi clinique.

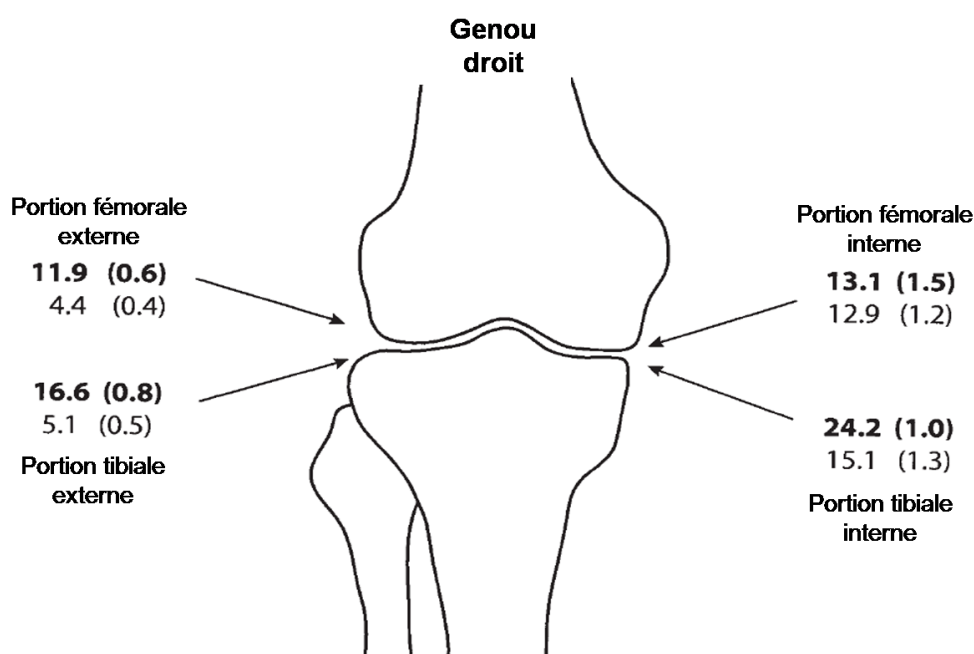


Figure 3.5. Illustration, pour un genou droit, de la distribution de la prévalence radiologique de la présence d'ostéophytes et de sclérose entre les compartiments fémorotibiaux. Ces données ont été collectées auprès d'un échantillon d'adultes américains de 60 ans et plus formant la base de données de la NHANES III. La prévalence des ostéophytes est rapportée en caractère gras et de sclérose en caractère normal. L'écart-type est rapporté entre parenthèses. La figure est tirée et traduite de Dillon et coll. (2006).

### **3.3. Les outils cliniques actuels pour le dépistage et le suivi des patients gonarthrosiques**

Le dépistage ou le diagnostic de l'arthrose sont actuellement faits par des omnipraticiens, des physiatres, des rhumatologues et des orthopédistes. Des physiothérapeutes sont aussi couramment engagés dans le suivi des patients. Une certaine proportion de patients a recours également à divers spécialistes de la médecine alternative tels que les ostéopathes, les chiropraticiens et bien d'autres. Les approches utilisées par ces derniers ne seront toutefois pas abordées dans cet ouvrage.

Cette section de la revue de la littérature présente (1) l'examen clinique fait par les professionnels de la santé pour évaluer l'arthrose au genou, (2) les méthodes radiologiques couramment utilisées ainsi que (3) les autres outils ou méthodes courants, plutôt complémentaires au diagnostic ou au suivi des patients. Par ces outils, on fait référence aux autres méthodes d'imagerie médicale, aux questionnaires et aux tests physiques. Certaines limites à l'ensemble de ces méthodes seront soulevées et discutées pour conclure cette section.

#### ***3.3.1. L'examen clinique des professionnels de la santé***

L'examen clinique du professionnel de la santé comprend une inspection et une palpation de l'articulation souffrante et des structures avoisinantes, des tests de mobilisation articulaire, une évaluation qualitative de la démarche et une évaluation de la douleur ressentie par le patient. À l'inspection et à la palpation, le clinicien observe s'il y a présence de gonflement ferme (excroissance osseuse), de déformation, de sensibilité articulaire (douleur à la pression tactile au niveau de l'interligne à l'interne ou à l'externe, au niveau de la patte d'oie ou au niveau rotulien) ainsi que la présence d'un épanchement articulaire (Bessette et Choquette, 2001; Piperno, 2000). Ce type d'examen permet aussi de déceler s'il y a de la rougeur ou une augmentation de la chaleur localement, signes d'une légère inflammation. Par les tests de mobilisation passive (mobilisation effectuée par le clinicien) ou active (mobilisation de la part du patient), le clinicien évalue la présence de crépitement fémorotibial ou rotulien, d'instabilité articulaire (pouvant témoigner la présence de laxité ligamentaire) et la présence de

limitations en termes d'amplitude de mouvement articulaire (Bessette et Choquette, 2001). Certains cliniciens peuvent aussi évaluer la démarche du patient afin de vérifier s'il y a déformation au niveau du membre inférieur, compensation, claudication et autres limitations locomotrices.

L'examen clinique fournit au clinicien les informations nécessaires au diagnostic de la gonarthrose « symptomatique ». Le tableau 3.5 présente les signes cliniques de cette pathologie. Cet examen permet aussi au clinicien, sur une base subjective, de se faire une appréciation globale et qualitative de l'état des genoux ainsi que de l'état plus général du patient. Cette évaluation sert de guide au choix des modalités thérapeutiques (pharmacologique, orthopédique ou en physiothérapie) envisagées. Le clinicien utilise également des méthodes plus objectives telles que l'imagerie médicale et des questionnaires pour mieux orienter le suivi du patient et pour tenir compte de la présence de tout autre problème de santé chez ce dernier.

Tableau 3.5. Signes cliniques de la gonarthrose

Signes cliniques de la gonarthrose	
-	Déformation en varus ou en valgus
-	Contracture en flexion (flexum)
-	Atrophie du quadriceps
-	Gonflement osseux et épanchement intra-articulaire
-	Kyste de Baker <sup>21</sup>
-	Douleur articulaire et péri-articulaire (bursite ansérine, ou tendinite de la patte d'oie)
-	Limitation articulaire avec douleur en flexion et présence de crépitement
-	Instabilité ligamentaire dans les cas d'arthrose sévère

Note : Tableau adapté de Bessette et Choquette (2001)

### 3.3.2. Les méthodes radiologiques

Les méthodes d'imagerie médicale telles que la radiographie, l'imagerie par résonnance magnétique (IRM) et l'arthroscopie sont des moyens couramment utilisés dans le suivi des patients atteints d'arthrose au genou. Elles renseignent essentiellement sur l'état des changements structuraux au niveau de l'articulation. La radiographie

<sup>21</sup> On dit aussi kyste poplité et la définition est la suivante : tuméfaction d'apparence kystique due à l'inflammation des bourses séreuses du creux poplité (principalement celle du gastrocnémien médial et du semi-membraneux) ou à une hernie capsulo-synoviale de l'articulation du genou (La banque de données terminologiques et linguistiques du gouvernement du Canada, un produit du Bureau de la traduction, <http://www.termiumplus.gc.ca>, mise à jour le 7 août 2008).

conventionnelle planaire est la méthode d'imagerie médicale qui joue actuellement le plus grand rôle dans le suivi clinique de la population arthrosique (Buckland-Wright, 2006). Elle a trois grandes utilités : (1) elle sert à établir le diagnostic radiologique ou le degré de sévérité structurale de l'arthrose, (2) elle est un guide informant de la progression structurale de la pathologie et de certains effets thérapeutiques, et (3) elle permet de percevoir d'éventuelles complications dues à la progression de la pathologie ou aux thérapies (Buckland-Wright, 2006). Tel que le mentionnent Bessette et Choquette (2001), la radiographie à elle seule est insuffisante pour confirmer un diagnostic d'arthrose. Ces auteurs considèrent qu'elle est plutôt une aide à confirmer une impression initiale de la présence de la pathologie. Ces auteurs spécifient également que la radiologie peut s'avérer comme étant non nécessaire si le diagnostic de l'arthrose clinique est clair et si le clinicien juge que l'information radiologique n'a pas d'impact sur le choix thérapeutique envisagé.

La radiographie conventionnelle planaire évalue les modifications structurales aux niveaux de l'os sous-chondral et du cartilage articulaire. L'évaluation au niveau des dommages osseux est directe. Elle se caractérise par une évaluation du nombre et de la dimension des ostéophytes, des kystes osseux et de la sclérose osseuse (Eckstein et coll., 2001; Ravaud et coll., 1999). Les dommages au cartilage articulaire sont évalués indirectement par la quantification, en millimètre, de la mesure du pincement de l'interligne articulaire (Ravaud et coll., 1999). Buckland-Wright et coll. (1995) ont démontré que cette mesure de l'espace interosseux reflète essentiellement l'épaisseur du cartilage articulaire ainsi que ses propriétés compressives, lorsque celle-ci est prise à l'aide d'une radiographie avec mise en charge, en position debout.

La mesure du pincement de l'interligne articulaire suscite un grand intérêt dû à la priorité qui est allouée au souci de préservation de l'intégrité du cartilage articulaire chez les personnes arthrosiques. À cet effet, cette mesure, avec l'évaluation de la douleur et de la fonction physique, est considérée actuellement comme étant une des premières mesures d'impact des nouveaux médicaments chondroprotecteurs (Abadie et coll., 2004). Elle implique toutefois certaines limitations. Des études récentes ont démontré

que le pincement de l'interligne articulaire ne reflète pas uniquement l'état du cartilage articulaire ; il est aussi dépendant de l'intégrité des ménisques et de leur positionnement articulaire (Adams et coll., 1999; Gale et coll., 1999; Hunter et coll., 2006). Ceci implique que cette mesure n'est pas spécifique à la dégradation du cartilage ; elle peut englober également différents changements morphologiques articulaires (Blumenkrantz et Majumdar, 2007). Elle devrait donc être considérée comme étant une approximation de l'épaisseur du cartilage articulaire (Abadie et coll., 2004). De plus, tel que discuté dans les écrits synthèses de Buckland-Wright (2006) et de Ravaud et coll. (1999), la quantification du pincement articulaire n'est pas une mesure juste ni fidèle (d'une évaluation à une autre), sans l'utilisation d'un protocole radiographique et d'une méthode de positionnement du genou qui soient standardisés et reconnus comme étant valides. Or, sur la base de résultats de plusieurs travaux récents, Eckstein et coll. (2007) affirment, dans un article synthèse, qu'il n'existerait pas à l'heure actuelle de consensus quant au protocole radiologique et au positionnement du genou qui seraient optimaux.

La radiographie joue un rôle important dans le suivi clinique des patients gonarthrosiques puisque son utilisation comporte plusieurs avantages. Elle est peu coûteuse, elle est une technologie disponible un peu partout, l'enregistrement sur les films est permanent, les images qui en résultent sont bien comprises et elles peuvent être analysées à divers moments ainsi qu'en divers endroits (Buckland-Wright, 2006; Ravaud et coll., 1999).

Le suivi radiologique comprend également certaines limitations. La radiographie fournit de l'information limitée sur l'état du cartilage et, surtout, sur l'état des tissus mous articulaires et péri-articulaires (Abadie et coll., 2004). Cette technologie est uniquement sensible aux changements osseux et cartilagineux qui sont importants et qui se produisent à un stade avancé de la pathologie; ceux qui ont lieu tôt dans le processus ne sont donc pas directement visibles (Blumenkrantz et Majumdar, 2007). La progression radiologique est relativement lente impliquant ainsi qu'elle est peu sensible au changement sur une courte période de temps (Ravaud et coll., 1999). De plus, Bessette et Choquette (2001) rapportent qu'il y a qu'une faible corrélation entre la

sévérité des lésions radiographiques et la symptomatologie décrite par les patients. À cet effet, dans un article synthèse, Haq et coll. (2003) rapportent des résultats de recherche assez controversés sur la relation qui existe entre les données radiologiques et les symptômes de l'arthrose. Pour citer quelques exemples, Cicuttini et coll. (1996) ont observé que la douleur au genou était associée à la présence d'ostéophytes, mais non reliée au pincement de l'interligne articulaire. Bruyere et coll. (2002) n'ont pas obtenu de corrélation significative entre la mesure du pincement de l'interligne articulaire et la douleur au genou, la raideur ou la fonction physique (évaluées par le *Western Ontario MacMaster University Osteoarthritis Index* [WOMAC]) chez des patients gonarthrosiques. Ils ont toutefois noté que la progression de la mesure du pincement articulaire était associée à celle de la douleur au genou sur une période de trois ans. McAlindon et coll. (1993) ont évalué que la force du quadriceps, la douleur au genou et l'âge étaient de meilleurs déterminants de la perte de fonction motrice chez des personnes gonarthrosiques comparativement à la sévérité radiologique de la pathologie. Enfin, une analyse critique récente, recensant 19 études, montre aussi que les mesures radiologiques sont très peu utilisées pour évaluer les effets de programmes de rééducation musculaire, étant insensibles au changement fonctionnel alors que d'autres outils (p. ex. les échelles de douleur, les indices algofonctionnels, la mesure de la force musculaire, etc.) le sont (Hurley, 2003).

### **3.3.3. Autres outils et méthodes complémentaires**

#### **3.3.3.1. Imagerie médicale**

##### **A) Imagerie par résonance magnétique (IRM)**

Dans le dépistage de l'arthrose, l'IRM est une technologie dont un des objectifs premiers est de la diagnostiquer très tôt dans le processus pathologique de sorte que les modalités thérapeutiques puissent être mises en place avant que la dégénérescence morphologique des tissus articulaires soit trop avancée et irréversible (Blumenkrantz et Majumdar, 2007). Tel que rapporté par Blumenkrantz et Majumdar (2007), cette méthode d'imagerie comporte plusieurs avantages : elle offre une évaluation multi-

planaire et à haute résolution spatiale, le processus n'implique pas de radiation ionisante dangereuse pour le patient et les contrastes entre les tissus sur les images sont supérieurs à ceux de la radiographie conventionnelle, permettant ainsi une meilleure reconnaissance des structures articulaires.

L'IRM permet l'évaluation des propriétés du cartilage articulaire, des os en présence ainsi que des tissus mous articulaires et péri-articulaires. Au niveau du cartilage, l'IRM évalue ses caractéristiques morphologique et biochimique (Abadie et coll., 2004). Sur le plan morphologique, cette méthode d'imagerie offre la possibilité de quantifier avec justesse le volume du cartilage ainsi que son épaisseur (Abadie et coll., 2004; Blumenkrantz et Majumdar, 2007). La quantification de l'épaisseur du cartilage n'est pas limitée en un seul ou quelques points comme dans le cas de la radiographie, elle peut couvrir toute la surface cartilagineuse. Il est donc possible d'obtenir une matrice de l'épaisseur cartilagineuse (Blumenkrantz et Majumdar, 2007). Sur le plan biochimique, l'IRM offre la capacité d'évaluer directement et de manière non invasive les changements des composantes extracellulaires et matricielles du cartilage, soit le contenu en collagène, en protéoglycane [PG] et en glycosaminoglycane [GAG], grâce à des marqueurs biochimiques aussi sensibles au niveau d'hydratation cartilagineuse (Abadie et coll., 2004; Blumenkrantz et Majumdar, 2007). Puisque les premières phases du processus arthrosique impliquent une perte de PG, une augmentation du contenu en eau ainsi qu'une désorganisation du réseau de collagène (Blumenkrantz et Majumdar, 2007), la quantification de ces marqueurs s'avère une méthode prometteuse. Cette méthode informe sur la dégradation du cartilage, permettant alors une détection rapide de la présence de la pathologie (Abadie et coll., 2004; Blumenkrantz et Majumdar, 2007; Eckstein et coll., 2007) ainsi qu'une évaluation de l'efficacité des nouveaux médicaments chondroprotecteurs (Abadie et coll., 2004). Au niveau de l'os sous-chondral, l'IRM est sensible à la détection d'ostéophytes ainsi que la présence d'œdème au niveau de la moelle osseuse, qui est une anomalie courante dans le processus arthrosique (Conaghan et coll., 2006).

En ce qui concerne les autres composantes ou réactions articulaires qui ne sont pas de nature cartilagineuse ou osseuse, l'IRM renseigne sur l'état de la réaction inflammatoire car elle détecte la synovite ou l'effusion (Conaghan et coll., 2006). Elle permet aussi de déceler s'il y a rupture ligamentaire (utilisée largement dans le cas de la rupture du LCA) ou une atteinte méniscale (Conaghan et coll., 2006). La détection d'une lésion méniscale est une des plus grandes utilisations de l'IRM car cette méthode est considérée comme étant le meilleur test non invasif de ce type de lésion (Conaghan et coll., 2006). Plusieurs méthodes semi-quantitatives utilisant un système de score à partir des résultats de l'IRM et évaluant une variété de caractéristiques articulaires jugées comme ayant un impact dans l'intégrité fonctionnelle articulaire sont en cours de développement et de validation (Conaghan et coll., 2006; Eckstein et coll., 2007). Toutes ces applications de l'IRM montrent que cette méthode d'imagerie offre une évaluation globale de l'articulation du genou. Ce type d'évaluation peut être jugé nécessaire chez certains patients arthrosiques puisque la progression de la pathologie peut impliquer une affection articulaire totale, ou bien le développement de la pathologie peut être secondaire à la présence d'atteintes ligamentaires ou méniscales, tel que présenté au tableau 3.3.

L'utilisation de l'IRM comporte aussi certaines limites. Cette méthode d'évaluation entraîne des coûts importants et son accessibilité est plus limitée que la radiographie. Il est important aussi de mentionner que cette méthode d'évaluation est réalisée alors que le patient est en position couchée, sans mise en charge en termes de poids corporel au niveau du genou. De plus, plusieurs des mesures quantitatives et semi-quantitatives issues de l'IRM demeurent en cours de validation, cela en termes de fidélité, de sensibilité au changement, de signification clinique et de faisabilité (Conaghan et coll., 2006; Eckstein et coll., 2007).

L'IRM ne fait pas partie de l'examen de routine d'un patient gonarthrosique. Dans certains cas, le clinicien peut juger pertinent d'avoir recours à cette information supplémentaire pour mieux orienter le diagnostic ou le traitement. Son utilisation est cependant davantage requise pour la recherche sur la pathologie.



## **B) Arthroscopie**

L'arthroscopie du genou est à la fois une méthode d'imagerie médicale et une intervention ou un traitement chirurgical. Elle est peu utilisée pour le diagnostic de l'arthrose, mais elle s'avère surtout pertinente pour le suivi de certains patients. Dans la majorité des cas, l'examen clinique est complété par la radiographie, parfois par l'IRM, et le recours à l'arthroscopie n'est indiqué que si les renseignements obtenus sont jugés insuffisants (Chassaing et Lemoine, 2004). Cette méthode orthopédique, assez simple, nécessite une hospitalisation d'une journée et elle est habituellement réalisée sous anesthésie locale en salle opératoire (Dejour et Dejour, 2000). Elle consiste à introduire à l'intérieur du genou, par le biais d'un petit orifice, un tube de quelques millimètres de diamètre (nommé arthroscope) qui est couplé à une caméra vidéo miniaturisée, à son tour reliée à un écran de télévision (Chassaing et Lemoine, 2004). L'arthroscope est muni d'un système optique et d'un système d'éclairage pour bien voir à l'intérieur de l'articulation (Chassaing et Lemoine, 2004). De plus, quelques autres petits orifices cutanés peuvent être nécessaires pour introduire des instruments fins dans l'articulation (Chassaing et Lemoine, 2004). Le genou est gonflé d'un liquide, soit un sérum physiologique, pendant l'évaluation (Chassaing et Lemoine, 2004).

L'arthroscopie permet une évaluation de l'état du cartilage grâce à une visualisation directe ainsi qu'à une certaine palpation des textures cartilagineuses (Ravaud et coll., 1999). Les lésions cartilagineuses sont quantifiées selon des systèmes de classification développés pour cette méthode d'imagerie (Dejour et Dejour, 2000). L'arthroscopie permet également l'évaluation de l'état des autres structures articulaires telles que les ménisques, les ligaments croisés, la cavité articulaire ainsi que sa membrane (Chassaing et Lemoine, 2004). Différentes interventions chirurgicales peuvent aussi être associées à l'arthroscopie : la ménisectomie (ablation partielle ou totale d'un ménisque), la régularisation du cartilage lésé ou irrégulier, le lavage articulaire de petits fragments osseux ou cartilagineux en circulation et l'extraction de liquide synovial (Chassaing et Lemoine, 2004; Dejour et Dejour, 2000; Siparsky et coll., 2007).

Le recours à l'arthroscopie comporte aussi certains désavantages. Tel que le mentionnent Ravaud et coll. (1999), cette méthode est une intervention invasive, coûteuse monétairement et en temps. De plus, l'efficacité des traitements chirurgicaux reliés à cette dernière est controversée : certaines études démontrent qu'ils engendrent un soulagement des symptômes alors que d'autres suggèrent que cet effet est de type placebo, selon le document synthèse de Zhang et coll. (2008). Dans le même sens, suite à une analyse synthèse de la littérature, Siparsky et coll. (2007) concluent que l'efficacité des traitements reliés à l'arthroscopie est très variable auprès des patients gonarthrosiques. Ils ne recommandent donc pas cette technique dans le suivi de routine des patients. Ils précisent également que la variabilité interindividuelle de la réponse à cette intervention devient un défi pour le clinicien quand il s'agit de bien identifier les patients sur lesquels l'intervention va s'avérer efficace.

### 3.3.3.2. Questionnaires

Les questionnaires (ou les échelles de mesure) constituent un mode d'évaluation qui apporte un complément pertinent à l'examen clinique et aux méthodes d'imagerie. Ils fournissent une évaluation objective de la perception du patient de son niveau de douleur, de ses limitations dans les activités quotidiennes, de son état de santé et de sa qualité de vie. Les principaux questionnaires utilisés auprès de la population gonarthrosique seront présentés et discutés ici.

#### **A) Échelles de douleur**

Les échelles de douleur sont des outils complémentaires à l'évaluation du clinicien, leur permettant de mieux évaluer la douleur ressentie par le patient. À cet effet, les travaux de de Bock et coll. (1994) ont montré qu'il peut y voir une très faible association entre la douleur perçue par les patients et celle évaluée par les cliniciens. Cette étude vient démontrer qu'il est important en pratique clinique d'avoir recours à des outils qui évaluent la douleur du point de vue du patient. Et cela, d'autant plus que la sévérité de la douleur exerce une grande influence sur le processus décisionnel dans le choix de l'intervention thérapeutique (Peat et coll., 2001).

Une façon facile et simple d'évaluer l'intensité de la douleur ainsi que son évolution dans le temps ou en fonction d'un traitement est par l'utilisation d'une échelle visuelle analogique (EVA), telle que décrite par Streiner et Norman (1995). Cette échelle peut être verbale ou écrite ; la version écrite permet une cotation plus fine (Piperno, 2000). La version écrite de l'EVA est une cotation sur une échelle de gradation continue, représentée par un trait entre 0 et 100 mm du niveau de douleur. Une limitation de cette échelle repose sur le fait qu'elle évalue une seule dimension de la douleur, soit son intensité. Or, la douleur est une sensation aux dimensions multiples, comme sa localisation, son étendue, ses moments d'apparition et sa durée (Peat et coll., 2001). Une évaluation dite globale de la douleur ainsi que la détermination des bénéfices des traitements sur ses multiples dimensions requiert davantage l'utilisation d'échelles de mesure plus complexes.

Les indices algofonctionnels, présentés dans le prochain paragraphe, offrent une évaluation de la douleur assez globale et complexe. Il est important de souligner qu'un document synthèse de Tsai et Tak (2003) montre que le WOMAC (section douleur) est l'échelle la plus recommandée pour évaluer la douleur, en comparaison avec cinq autres échelles de mesure couramment utilisées chez les personnes arthrosiques.

## **B) Indices algofonctionnels**

Les indices algofonctionnels sont des échelles de mesure qui évaluent les symptômes ainsi que les limitations physiques et motrices rencontrées dans le déroulement des activités quotidiennes, associés à la pathologie. Dans le cas de l'arthrose, le WOMAC ainsi que l'Indice de Lequesne sont les deux échelles de mesure spécifiques à cette pathologie les plus couramment utilisées en clinique et en recherche (Pollard et Johnston, 2006). Le WOMAC a été développé pour les personnes atteintes d'arthrose de la hanche ou du genou (Bellamy et coll., 1988). Peu importe l'articulation atteinte, cet auto-questionnaire est rapide à compléter ; il requiert entre cinq à dix minutes. Il est multidimensionnel, évaluant la douleur à partir de cinq questions, la raideur à l'aide de deux questions et la fonction physique sur la base de 17 questions (McConnell et coll., 2001). Ces trois dimensions peuvent être évaluées séparément ou

sous un score global (McConnell et coll., 2001). Le WOMAC se présente selon deux types de version, soit sous la forme d'une échelle de Likert (échelle ordinale à quatre niveaux) ou sous la forme écrite d'une EVA (McConnell et coll., 2001).

L'échelle « Indice de Lequesne » a aussi été développée pour les personnes atteintes d'arthrose de la hanche ou du genou, mais selon deux versions de questionnaire distinctes (Lequesne et coll., 1987). Cette échelle est administrée sous la forme d'un interrogatoire par le clinicien d'une durée de trois à quatre minutes, ce qui est facilement utilisable en pratique clinique (Piperno, 2000). Elle évalue trois dimensions, soit la douleur ou la gêne, le périmètre de marche et les difficultés de la vie quotidienne, comptabilisées selon un score global (Piperno, 2000).

La littérature scientifique semble être plus favorable à l'utilisation du WOMAC comparativement à l'Indice de Lequesne. À cet effet, suite à une revue synthèse, Pollard et Johnston (2006) ont retenu le WOMAC parmi les outils de mesure spécifiques ayant les meilleures qualités psychométriques (fidélité, validité et sensibilité au changement). Ces mêmes auteurs conclurent également que l'Indice de Lequesne n'a pas le support empirique requis pour valider son utilisation. Bien que ces deux questionnaires ont démontré une bonne fidélité test-retest, la cohérence interne<sup>22</sup> du WOMAC serait supérieure à celle de l'Indice de Lequesne, selon les résultats de Faucher et coll. (2002) et de Stucki et coll. (1998). Le WOMAC se démarque également en termes de validité et de sensibilité au changement (Stucki et coll., 1998; Theiler et coll., 1999). Stucki et coll. (1998) ont observé que ce dernier questionnaire était plus fortement associé à la sévérité radiologique de l'arthrose au genou ou à la hanche ainsi qu'à l'amplitude de mouvement articulaire<sup>23</sup> que peut l'être l'Indice de Lequesne. Il a été aussi démontré que le WOMAC est davantage sensible à une intervention chirurgicale de type arthroplastie du genou ou de la hanche (Theiler et coll., 1999). À la lecture du document synthèse de McConnell et coll. (2001), on constate que les qualités psychométriques du WOMAC ont déjà été largement étudiées et cet instrument de mesure est le plus utilisé dans la

---

<sup>22</sup> La cohérence interne fait référence à la force des inter corrélations entre les items d'une même dimension d'un test (Fermanian, 2005).

<sup>23</sup> Mesurée en flexion au niveau du genou ainsi que de la hanche et en rotation interne au niveau de la hanche.

littérature, parmi les outils spécifiques, pour évaluer l'efficacité de diverses modalités de traitement (Pollard et Johnston, 2006).

### **C) Indices de qualité de vie**

Les indices ou les échelles de santé et qualité de vie sont des outils de mesure beaucoup plus génériques ou globalisants que les indices algofonctionnels. La majorité d'entre eux n'ont pas été développés pour étudier la condition arthrosique spécifiquement. Ils ont donc comme avantage la possibilité d'évaluer des effets secondaires d'un traitement non directement associés à la condition arthrosique du patient, mais en lien avec d'autres aspects de son état de santé (Brazier et coll., 1999; Garratt et coll., 2004). Ceux qui sont les plus utilisés dans le cas de l'arthrose sont : le *Short form 36* [SF-36] (McHorney et coll., 1994; Ware et Sherbourne, 1992), le *Nottingham health profile* [NHP] (Hunt et coll., 1981), le *Quality of well being* [QWB] (Kaplan et coll., 1976), le *Sickness Impact Profile* [SIP] (Bergner et coll., 1981; de Bruin et coll., 1992) et le *Euroqol* [EQ] (The EuroQol Group, 1990). Le document synthèse de Pollard et Johnston (2006) montre que le SF-36 est l'indice de qualité de vie le plus couramment utilisé chez les personnes arthrosiques. De plus, comparativement aux autres échelles génériques, les auteurs de cette même étude rapportent que le SF-36 se distingue favorablement quant à ses qualités psychométriques. Cette échelle de qualité de vie se compose de 36 questions réparties selon huit dimensions, tel que décrit par Piperno (2000) : l'activité physique, les limitations dues à l'état physique, la douleur physique, la perception de son état de santé, la vitalité, la vie et la relation aux autres ainsi que les limitations dues à l'état psychique. Comme le soulignent Brazier et coll. (1999) ainsi que Salaffi et coll. (2005), l'utilisation du SF-36 est complémentaire du WOMAC pour évaluer la présence de co-morbidité chez une population arthrosique.

Dans l'évaluation clinique des patients atteints d'arthrose au genou, les questionnaires jouent un rôle pertinent. Tel que mentionné précédemment, ils fournissent aux cliniciens, sur la base d'une méthode objective, de l'information sur la perception du patient en ce qui concerne sa douleur, ses limitations physiques, son état de santé en général et sa qualité de vie. La méthode par questionnaire rencontre toutefois

certaines limitations. Les informations recueillies par cette méthode dépendent de la souvenance du patient par rapport à son vécu quotidien ainsi que de son aptitude à évaluer avec justesse ses capacités fonctionnelles (Enright, 2003). À cet effet, les travaux de Botha-Scheepers et coll. (2006) montrent qu'il existe une certaine association entre des facteurs psychologiques reliés à la perception de la maladie et des facteurs de santé mentale sur les résultats obtenus au WOMAC ; cela a pour effet d'induire un certain biais. De plus, Lin et coll. (2001) ont obtenu des corrélations passablement élevées entre les résultats au WOMAC et ceux obtenus à une batterie de tests physiques. Ces auteurs proposent que les différences entre ces deux types de mesure des capacités motrices s'expliqueraient, en partie, par le fait que la méthode par questionnaire, basée sur la perception, induirait une sous-évaluation ou une surévaluation des capacités réelles des personnes évaluées.

#### 3.3.3.3. Tests d'aptitudes physiques

Les tests d'aptitudes physiques sont des évaluations de la performance des patients en termes de mobilité articulaire, de force musculaire ou dans leur capacité à effectuer des tâches motrices simples ou plus complexes pouvant être semblables à celles rencontrées au quotidien. Ces tests permettent une évaluation directe des capacités ou des limitations des patients. Ils sont généralement administrés lors d'un suivi en physiothérapie. L'évaluation de l'amplitude de mouvement articulaire, les mesures de force musculaire et les divers tests fonctionnels (marche, montée et descente d'un escalier, se lever et s'asseoir) regroupent les mesures couramment effectuées auprès des patients gonarthrosiques.

##### **A) Amplitude de mouvement articulaire**

En milieu clinique, l'amplitude de mouvement articulaire au genou est habituellement évaluée de manière quantitative, en flexion et en extension uniquement. Cette évaluation se déroule alors que le patient est en position couchée (Lin et coll., 2001; Parent et Moffet, 2003). La mesure est prise grâce à l'utilisation d'un goniomètre manuel uni-axial. Elle informe sur toute perte en termes d'amplitude de l'arc de

mouvement entre le fémur et le tibia dans le plan sagittal à partir de la mesure des positions angulaires extrêmes en flexion et en extension. Cette évaluation, très courante en physiothérapie, est simple, rapide et peu coûteuse. Il a été récemment démontré que l'amplitude articulaire est un déterminant des capacités fonctionnelles des patients gonarthrosiques (Steultjens et coll., 2000). Toutefois, cette façon de mesurer l'amplitude de mouvement articulaire n'offre pas une évaluation directe des restrictions de mouvements autour du genou qui peuvent survenir lors de la réalisation de tâches motrices quotidiennes. Pour faire une telle évaluation, on doit avoir recours à des outils de mesure qui évaluent les mouvements relatifs, en 3D, entre le fémur et le tibia pendant la réalisation de tâches motrices du quotidien. Ce type d'évaluation est possible grâce aux approches biomécaniques discutées ultérieurement.

### **B) Force musculaire**

Les groupes musculaires couramment évalués dans le cas de patients atteints de gonarthrose sont les muscles formant les ischio-jambiers (ensemble de muscles fléchisseurs des jambes) et ceux formant les quadriceps (les principaux muscles extenseurs des jambes). La force exercée par ces groupes musculaires est habituellement évaluée en condition isométrique (type de contraction musculaire pour lequel il n'y a pas de changement en termes d'élongation musculaire et donc pas de variation angulaire) ou en condition isocinétique (contraction musculaire impliquant la réalisation d'un mouvement angulaire à une vitesse contrôlée et constante). Pour effectuer ce type d'évaluation en pratique clinique, les thérapeutes ont recours à un dynamomètre manuel ou à un dynamomètre isocinétique de types *Kin Com* ou *Biodex*, qui sont des exemples d'instrumentation fréquemment utilisées pour la rééducation musculaire.

La mesure de la force musculaire des quadriceps joue un rôle important dans le suivi des patients gonarthrosiques. Dans un article synthèse récent, Sharma et coll. (2006) mentionnent que plusieurs études transversales semblent démontrer que la force des quadriceps est associée à la fonction physique des patients et qu'une augmentation de cette force serait associée à une diminution de la douleur ainsi qu'une amélioration de cette fonction. Ces mêmes auteurs rapportent également certains exemples démontrant

que la relation entre la force musculaire des quadriceps et la progression de l'arthrose au genou (symptomatique et radiologique) est complexe, voire même controversée. À cet effet, une étude menée par Brandt et coll. (1999) ne montre aucune relation significative entre la force isocinétique des quadriceps, la progression de la douleur et la progression radiologique de la gonarthrose sur un suivi de près de 32 mois. Les auteurs suggèrent alors que d'autres facteurs sont de meilleurs déterminants de la progression de la pathologie. Dans le même sens, une étude de Sharma et coll. (2003) démontre que la force isocinétique des quadriceps n'induit aucun effet sur la progression radiologique de la gonarthrose (suivi de 18 mois), si le désalignement fémorotibial est normal. Les résultats de cette étude montrent également qu'en présence d'un désalignement en varus/valgus ou en présence de laxité ligamentaire, une importante force isocinétique des quadriceps peut favoriser la progression radiologique de la gonarthrose fémorotibiale. Ces résultats suggèrent que le développement de la force des quadriceps n'est pas recommandable pour tous les patients gonarthrosiques (Sharma et coll., 2003; 2006) et que cette mesure de force n'est pas, à elle seule, un bon indicateur de la progression de l'état des patients.

### C) Tests fonctionnels

La littérature comprend un éventail de travaux de recherche dans lesquels divers tests fonctionnels facilement applicables en milieu clinique ont été administrés sur des échantillons de patients gonarthrosiques. On retrouve, entre autres, divers tests de marche dont les protocoles varient légèrement de l'un à l'autre. Pour citer quelques exemples, il y a le *Eight foot walk*<sup>24</sup> que l'on retrouve dans les travaux de Guralnik et coll. (1994) et de Lin et coll. (2001), le *Time spent walking 300 metres indoors*<sup>25</sup> utilisé par Thorstensson et coll. (2004), le *25 metres walk*<sup>26</sup> utilisé par Arokoski et coll. (2004), le *Eight metres walk time*<sup>27</sup> utilisé par McCarthy et Oldham (2004) et le *Six-minute walk*

---

<sup>24</sup> Mesure du temps de marche à vitesse naturelle sur une distance de 8 pieds.

<sup>25</sup> Mesure du temps de marche à vitesse maximale sur une distance de 300 mètres incluant un aller-retour.

<sup>26</sup> Mesure du temps de marche à vitesse maximale sur une distance de 25 mètres.

<sup>27</sup> Mesure du temps de marche à vitesse naturelle sur une distance de 8 mètres.



*test*<sup>28</sup>, tel que décrit par Enright (2003) ainsi que par Ouellet et Moffet (2002). Ces tests renseignent directement sur la vitesse de marche des patients. Le *Six-minute walk test* est un test qui informe également sur l'endurance à la marche, grandement influencée par les capacités cardiaques et pulmonaires du patient (Enright, 2003; Ouellet et Moffet, 2002). Certains cliniciens évaluent aussi les paramètres spatio-temporels de la marche, tels que la cadence et la longueur du pas (Fransen et coll., 1997).

En plus des tests de marche, il existe aussi certains tests évaluant la capacité des personnes arthrosiques à se lever et s'asseoir ainsi qu'à monter et à descendre un escalier. Pour évaluer la capacité à se lever et s'asseoir, il existe, entre autres, le *Get Up and Go test*<sup>29</sup> que l'on retrouve, entre autres, dans les travaux de Piva et coll. (2004), le *Transferring time*<sup>30</sup> utilisé par McCarthy et Oldham (2004) et le *Chair-Rise*<sup>31</sup>, tel que décrit dans les études de Guralnik et coll. (1994) et de Lin et coll. (2001).

Pour évaluer la capacité à monter et descendre un escalier, on retrouve, entre autres, le *Stair ascent and descent time*<sup>32</sup> utilisé par McCarthy et Oldham (2004), le *Stair ascent cycle duration*<sup>33</sup> que l'on retrouve dans les travaux de Parent et Moffet (2002) et le *Ascent and descent four stairs*<sup>34</sup> décrit par Lin et coll. (2001). Un avantage du *Ascent and descent four stairs* est que les temps de montée et de descente sont évalués séparément. Ceci permet de mieux cibler dans quelle phase de la tâche il y a présence de difficulté ou d'amélioration du patient.

L'ensemble des tests fonctionnels présentés dans cette section ont été validés. Ils sont des outils très utiles pour le suivi en physiothérapie afin d'évaluer la progression de

---

<sup>28</sup> Mesure de la distance de marche à vitesse naturelle sur une période chronométrée de six minutes.

<sup>29</sup> Mesure du temps nécessaire pour se lever d'une chaise et parcourir le plus rapidement possible une distance de 15,2 mètres.

<sup>30</sup> Mesure du temps nécessaire pour marcher 2 mètres, s'asseoir et se lever et marcher encore le 2 mètres, tout cela à vitesse naturelle.

<sup>31</sup> Mesure du temps nécessaire pour se lever et s'asseoir 5 fois le plus rapidement possible.

<sup>32</sup> Mesure le temps nécessaire pour monter et descendre sept marches à vitesse naturelle.

<sup>33</sup> Mesure du temps nécessaire pour monter quatre marches à vitesse naturelle.

<sup>34</sup> Mesure du temps nécessaire pour monter ainsi que du temps nécessaire pour descendre 4 marches le plus rapidement possible.

la pathologie des patients (Thorstensson et coll., 2004) et aussi afin d'évaluer les changements suite à une intervention ou un traitement (Ouellet et Moffet, 2002; Parent et Moffet, 2002). En plus de la mesure quantitative prise lors de l'exécution de ces tests (temps chronométré), l'évaluateur peut observer la qualité d'exécution de la tâche ainsi que s'informer sur le niveau de douleur ressenti par le patient. Toutes ces informations contribuent à mieux orienter le suivi clinique.

#### ***3.3.4. Limites aux méthodes de diagnostic ou de suivi clinique***

En somme, l'examen clinique est une évaluation globale, qualitative et subjective sur l'état symptomatique du genou du patient. Les méthodes d'imagerie médicale ajoutent à cette évaluation de l'information à la fois qualitative et quantitative sur les changements structuraux articulaires. Or, actuellement, ces méthodes comportent deux principales limitations : (1) elles ne sont pas fortement associées à la symptomatologie de l'arthrose au genou et, (2) pour la grande majorité, elles sont effectuées en condition statique uniquement. L'évaluation en condition statique ne permet pas de se prononcer sur l'état ou la « normalité » des mouvements articulaires autour du genou lors de l'exécution de tâches motrices quotidiennes ainsi que sur leurs impacts en termes de contraintes articulaires ou sur la manifestation des symptômes.

Les seules évaluations cliniques réalisées en contexte dynamique ou plutôt lors de tâches du quotidien sont les tests fonctionnels de marche, de montée et de descente d'un escalier ainsi que ceux évaluant la capacité à s'asseoir et à se lever. Ces évaluations ont pour avantage d'être quantitatives et objectives, mais elles renseignent principalement sur la dimension temporelle de la performance du patient qui effectue la tâche demandée. Elles permettent alors de savoir si, à la suite d'une intervention, le patient effectue ou non la tâche motrice plus rapidement ou plus lentement, ce qui peut témoigner d'une amélioration ou d'une détérioration de ses capacités physiques.

Quel outil de mesure clinique nous renseigne sur les changements au niveau du genou, associés avec la progression de la pathologie ou causés par une intervention thérapeutique, en termes de mouvements articulaires ou de contraintes articulaires ? Quel outil de mesure clinique nous permet de dire si les mouvements articulaires lors

des tâches motrices du quotidien sont plus ou moins optimaux pour ralentir ou accélérer la progression de la pathologie ? Quel outil de mesure clinique permet de déceler si certains mouvements articulaires engendrent de la douleur lors de tâches quotidiennes ? Quel outil de mesure clinique permet de déterminer si un traitement quelconque favorise la modification des mouvements articulaires autour du genou pouvant avoir des répercussions sur la vitesse de détérioration de la pathologie ?

Aucun type d'évaluation clinique ne fournit actuellement de mesures pouvant apporter des réponses à ces questions. Une évaluation de nature biomécanique offrant des mesures quantitatives, objectives et évaluées en contexte dynamique (p. ex. analyse de la marche) pourrait apporter une réponse à ces interrogations. La prochaine section de cette revue de la littérature traitera de l'apport de ce type d'évaluation.

### **3.4. Pertinence de l'évaluation de la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique arthrosique**

Le genou, qui est une articulation complexe, permet six degrés de liberté de mouvements au niveau des compartiments fémorotibiaux (Ramsey et Wretenberg, 1999). Une étude complète de sa cinématique angulaire nécessite donc une analyse en 3D. L'intérêt pour ce type d'analyse est grandissant, afin de mieux comprendre les mécanismes étiopathologiques de l'arthrose ainsi que pour évaluer l'efficacité de divers traitements (Chen et coll., 1991; Ouellet et Moffet, 2002; Yavuzer et coll., 2005). Dans cette section de la revue de la littérature, les connaissances actuelles sur les caractéristiques à la marche de la cinématique angulaire en 3D autour du genou de personnes gonarthrosiques seront documentées. Différents aspects qui méritent d'être approfondis seront exposés et la pertinence de ce type d'évaluation du genou pathologique sera discutée. Certaines hypothèses de recherche seront aussi formulées en regard des résultats obtenus dans les travaux de recherche antérieurs. Ces hypothèses seront vérifiées dans le cadre de la seconde étude portant sur la validité conceptuelle.

### ***3.4.1. Mouvements dans le plan sagittal***

Le patron de mouvements dans le plan sagittal autour du genou au cours d'un cycle de marche, nommé patron de flexion/extension, est bien documenté dans la littérature. En se basant sur les recherches de Lafortune et coll. (1992), qui sont reconnues dans le domaine de la biomécanique comme étant une étude de référence pour l'évaluation de la cinématique en 3D autour du genou, le patron de mouvements de flexion/extension se caractérise chez des personnes saines comme suit. Lors du contact du pied avec le sol, le genou est presque en extension complète (environ  $0^{\circ}$  de flexion). Dès lors, un mouvement de flexion d'environ  $20^{\circ}$  est effectué au cours de la phase de mise en charge du membre inférieur. Suite à l'atteinte de ce maximum de flexion, un mouvement d'extension a lieu alors que la personne est seulement en appui sur ce même membre inférieur (phase d'appui unilatéral), et ce mouvement positionne le genou, à nouveau, tout près de l'extension complète (environ  $1^{\circ}$  de flexion). Suite à l'atteinte de ce minimum de flexion, un mouvement de flexion d'environ  $35^{\circ}$  est effectué au cours de la poussée, avant que le pied perde contact avec le sol. Au début de la phase d'oscillation du membre inférieur, le mouvement de flexion se poursuit jusqu'à l'atteinte d'un maximum, autour de  $60^{\circ}$ , et ensuite une extension a lieu pour préparer le prochain contact avec le sol.

Le patron de flexion/extension de personnes gonarthrosiques a largement été étudié (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et coll., 2008; Baliunas et coll., 2002; Fisher et coll., 1997; Gok et coll., 2002; Kaufman et coll., 2001; Manetta et coll., 2002; Messier et coll., 1992). Pour ce faire, l'approche qui a été le plus couramment utilisée fut d'extraire du patron de flexion des paramètres spécifiques et de les comparer à un groupe de contrôle, formé de personnes asymptomatiques. Les paramètres qui ont été souvent analysés dans ce cadre sont diverses positions angulaires dans le plan sagittal tout au long du cycle de marche : l'angle lors du contact initial (contact du pied avec le sol), l'angle maximal atteint durant la mise en charge, l'angle minimal atteint à la fin de la phase d'appui unilatéral et l'angle maximal atteint durant l'oscillation. De plus,

l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal autour du genou durant le cycle de marche a aussi été analysée.

Parmi l'ensemble des travaux qui ont été effectués pour caractériser le patron de flexion des personnes gonarthrosiques, certaines évidences expérimentales sont assez concordantes entre les études. Plusieurs recherches ont montré que, chez les personnes gonarthrosiques, il y a une réduction de l'angle de flexion maximal atteint lors de l'oscillation (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et coll., 2008; Gok et coll., 2002; Kaufman et coll., 2001). Dans le même sens que cette observation, il a aussi été noté, dans certaines recherches, que l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal autour du genou est réduite au cours du cycle de marche chez les personnes gonarthrosiques (Astephen et coll., 2008; Baliunas et coll., 2002; Messier et coll., 1992).

De cette littérature, il ressort également la présence de résultats plus controversés entre les études en ce qui a trait aux paramètres de position angulaire extraits durant la phase d'appui au sol. Tel est le cas pour l'angle de flexion au contact initial, pour lequel une augmentation chez les gonarthrosiques ou aucun effet ont été obtenus (Baliunas et coll., 2002; Manetta et coll., 2002) ainsi que pour l'angle de flexion maximal atteint lors de la mise en charge, pour lequel une diminution chez les arthrosiques ou aucun effet ont été observés, selon les études (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et coll., 2008; Baliunas et coll., 2002; Gok et coll., 2002; Manetta et coll., 2002).

La présence de résultats un peu discordants dans la littérature peut s'expliquer par l'existence d'une certaine hétérogénéité quant aux caractéristiques des échantillons de personnes gonarthrosiques évaluées d'une étude à l'autre. À cet effet, on a remarqué entre les études des différences quant aux degrés de sévérité de la pathologie et aux types d'arthrose au genou étudiés. Cela rend alors les comparaisons difficiles entre les travaux de recherche.

Une autre cause possible serait la présence d'une importante hétérogénéité de stratégies de mouvement angulaire autour du genou dans le plan sagittal au sein de la population de personnes gonarthrosiques, induisant ainsi une certaine variabilité entre les résultats de recherche. À cet effet, d'un côté, Al-Zahrani et Bakheit (2002) ont

illustré un patron de flexion typique d'un des patients évalués dans leur étude (cas sévèrement atteints d'arthrose – stade préopératoire) se caractérisant par des angles de flexion prononcés du contact initial allant jusqu'au début de la poussée et démontrant peu de variation angulaire durant cet intervalle. De l'autre côté, Fisher et coll. (1997) ont constaté, chez des cas aussi sévèrement atteints que dans l'étude précédente, que les patients gonarthrosiques ont tendance à maintenir le genou en extension tout au long de la phase de mise en charge. Dans le même sens que les observations de Fisher et coll. (1997), Baliunas et coll. (2002) ont rapporté qu'environ 26% des patients évalués dans leur étude (grades de sévérité de léger à sévère) marchaient en conservant le membre inférieur pathologique « raide ». Le patron de mouvement de flexion illustré dans l'étude de Al-Zahrani et Bakheit (2002) semble démontrer l'existence d'une stratégie de mouvement distincte de celles décrites par Baliunas et coll. (2002) ainsi que par Fisher et coll. (1997), dont les stratégies de mouvement paraissent plutôt similaires. Ces trois études montrent que les positions angulaires autour du genou dans le plan sagittal peuvent être très variables d'une personne gonarthrosique à une autre. Malgré ces différences inter personnes, les observations de Al-Zahrani et Bakheit (2002), de Baliunas et coll. (2002) ainsi que de Fisher et coll. (1997) laissent croire que l'atténuation des variations angulaires durant la phase de support à la marche serait un trait plutôt commun entre les personnes gonarthrosiques.

D'autres évidences expérimentales viennent appuyer cette hypothèse. Dans l'étude de Kaufman et coll. (2001), le patron de flexion moyen obtenu sur un échantillon composé de 139 personnes gonarthrosiques suggère qu'il y a une diminution de l'ampleur du mouvement de flexion durant la mise en charge ainsi qu'une diminution de l'ampleur du mouvement d'extension durant la phase d'appui unilatéral comparativement au patron moyen de personnes asymptomatiques. Manetta et coll. (2002) ont noté une diminution significative de l'ampleur du mouvement de flexion durant la mise en charge auprès d'un échantillon de 10 patients gonarthrosiques, alors qu'ils n'ont obtenu aucun effet significatif sur les angles de flexion au contact initial et sur le maximum atteint lors de la mise en charge.

Sur la base des différentes évidences expérimentales extraites des travaux de Al-Zahrani et Bakheit (2002), de Baliunas et coll. (2002), de Fisher et coll. (1997), de Kaufman et coll. (2001) ainsi que de Manetta et coll. (2002), nous formulons l'hypothèse selon laquelle des paramètres évaluant les variations angulaires durant la mise en charge et lors de la phase d'appui unilatéral sont discriminants entre des personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques ou sensibles à l'évolution de la pathologie. Les effets obtenus sur ces paramètres seraient plus marqués que sur des paramètres de position angulaire.

### ***3.4.2. Mouvements dans le plan transverse***

Le patron des mouvements relatifs entre le fémur et le tibia dans le plan transverse, nommé couramment patron de rotations tibiales interne/externe, est beaucoup moins documenté dans la littérature que celui de flexion. Chez les personnes saines, Lafortune et coll. (1992) ont observé que, lors du contact initial, le genou adopte une légère rotation tibiale interne d'environ  $5^{\circ}$ . Les mouvements de flexion se produisant au cours de la mise en charge ainsi qu'au cours de la poussée sont couplés à des mouvements de rotation tibiale interne d'une amplitude d'environ  $5^{\circ}$ . Durant la phase d'appui unilatéral, alors qu'un mouvement d'extension est effectué autour du genou, ce dernier demeure en position neutre en termes de rotation tibiale. La phase d'oscillation se caractérise par un mouvement de rotation externe d'environ  $9^{\circ}$  qui prépare le prochain contact du pied avec le sol.

Le patron de rotations tibiales interne/externe à la marche a très peu été étudié auprès de patients gonarthrosiques (Koga, 1998). Ses caractéristiques demeurent donc encore méconnues. Compte tenu de cela, il est étudié selon une approche plutôt exploratoire dans le cadre de la présente thèse. Pour déterminer quels sont les aspects du patron de rotations tibiales interne/externe pertinents à analyser, nous nous sommes basée sur des résultats de travaux de recherche portant sur l'étude, à l'aide de méthodes d'imagerie médicale, du mouvement de rotations tibiales interne/externe de personnes gonarthrosiques dans un contexte que nous qualifions de « statico-dynamique », c'est-à-dire lors de l'exécution de mouvements de flexion et d'extension autour du genou en

mise en charge alors que la personne demeure en position debout (Matsui et coll., 2005; Nagao et coll., 1998; Saari et coll., 2005).

En utilisant une méthode d'imagerie par ultrason, Nagao et coll. (1998) ont observé que, en position debout avec un angle au genou à 20° de flexion (angle similaire au maximum de flexion atteint lors de la mise en charge à la marche), le degré de rotation tibiale interne était réduit chez des personnes gonarthrosiques. Ils ont aussi noté que cet effet augmentait avec la sévérité radiologique de la pathologie. Nagao et coll. (1998) ont également constaté que lors d'un mouvement d'extension, passant de 20° à 5° de flexion (semblable au mouvement produit lors de la phase d'appui unilatéral à la marche), le changement angulaire en rotation externe observé chez des personnes saines (communément appelé *screw-home movement*) était significativement diminué chez les personnes gonarthrosiques. Sur la base de leurs résultats, les auteurs de cette étude rapportent l'affirmation suivante : « ...*osteoarthritis knee joint then moved more like a simple hinge joint.* » À partir des constats de Nagao et coll. (1998) ainsi que des changements attendus sur le patron de flexion, nous proposons trois hypothèses caractérisant le patron de rotations tibiales interne/externe à la marche de personnes gonarthrosiques. Premièrement, nous nous attendons à ce que l'ampleur du mouvement de rotation tibiale interne accompagnant la flexion lors de la mise en charge soit significativement réduite avec l'état arthrosique. Deuxièmement, lors de la phase d'appui unilatéral pendant laquelle un mouvement d'extension de 20° à 1° est généralement effectué, nous nous attendons à observer une diminution du mouvement de rotation externe chez les patients gonarthrosiques. Troisièmement, nous proposons également que l'amplitude de mouvement dans le plan transverse sera significativement diminuée chez ces patients.

De plus, à l'aide d'une méthode par fluoroscopie utilisée pour évaluer un mouvement d'extension autour du genou entre 50° et 10° de flexion, Saari et coll. (2005) ont observé que les positions angulaires autour du genou de personnes gonarthrosiques variaient autour de la neutralité (entre 0° et -0,5°) en termes de rotations tibiales interne/externe, alors que celles de personnes saines variaient de 5,6° à 4,2° de rotation



tibiale interne. Ces résultats suggèrent qu'il existe une certaine déviation en rotation tibiale externe chez les personnes gonarthrosiques par rapport à des personnes asymptomatiques. Dans ce sens, Matsui et coll. (2005) ont observé la présence d'une déviation en rotation tibiale externe significative chez des personnes gonarthrosiques (atteintes au niveau du compartiment fémorotibial interne) en comparaison avec des personnes asymptomatiques. Selon les résultats rapportés dans les deux dernières études citées précédemment, nous proposons, comme dernière hypothèse concernant le patron de rotations tibiales, que la position angulaire moyenne lors de la phase d'appui unilatéral (à la mi-phase) sera davantage en rotation externe chez les gonarthrosiques que chez les personnes asymptomatiques.

Grâce à cette documentation portant sur la comparaison des mouvements de rotations tibiales interne/externe entre personnes gonarthrosiques et personnes asymptomatiques, quatre hypothèses de recherche caractérisant le patron de rotations tibiales interne/externe à la marche de personnes gonarthrosiques ont été formulées et seront vérifiées dans la seconde étude de cette thèse. Cette étude est la première à explorer ces aspects du patron de mouvement autour du genou à la marche chez des personnes atteintes de cette pathologie.

### ***3.4.3. Mouvements dans le plan frontal***

Le patron de mouvements articulaires dans le plan frontal comprend les mouvements d'adduction (ou varus) et d'abduction (ou valgus) autour du genou à la marche. Comme dans le cas des mouvements de rotations tibiales interne/externe, ceux se déroulant dans le plan frontal ont été peu documentés jusqu'à présent. Lafortune et coll. (1992) décrivent le patron d'adduction/abduction de personnes saines ainsi : un angle au contact initial légèrement en abduction (autour de  $1,2^\circ$ ), très peu de variation angulaire durant les phases de mise en charge ainsi que d'appui unilatéral. La phase de poussée se caractérise généralement par un mouvement d'abduction ou, plus rarement, un mouvement d'adduction, dont le minimum ou le maximum atteints durant l'oscillation se situent autour de  $\pm 6^\circ$ .

Très peu d'études comparant le patron de mouvements d'adduction/abduction lors de la marche entre des personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques ont été réalisées (Gok et coll., 2002). Or, ce type d'étude s'avère pertinent compte tenu du fait qu'un désalignement en varus/valgus autour du genou (évalué en condition statique) ainsi que le moment adducteur externe à la marche (considéré comme étant un paramètre estimateur des contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne, voir la figure 3.7) ont été reconnus comme étant deux facteurs biomécaniques de progression de la pathologie (Arden et Nevitt, 2006; Sharma et coll., 2006). Les effets d'un désalignement en varus ou en valgus autour du genou sur la géométrie du membre inférieur ainsi que sur le squelette interne des membres inférieurs sont illustrés à la figure 3.6 ci-dessous.

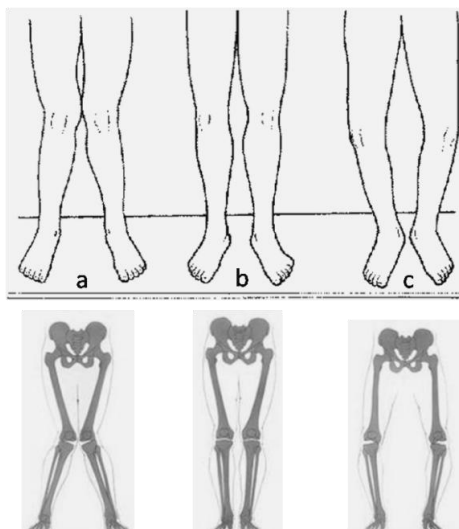


Figure 3.6. Illustration de trois types de désalignement autour du genou dans le plan frontal (images du haut) et de leur effet sur le squelette (images du bas).

En (a) on observe un désalignement en valgus (ou une angulation en abduction du tibia par rapport au fémur), qui se manifeste cliniquement par un espacement entre les pieds alors que les genoux sont rapprochés. En (b) on observe un désalignement normal (ou une angulation autour de zéro), qui se manifeste cliniquement par un espacement proportionnel entre les genoux et entre les pieds. En (c) on observe un désalignement en varus (ou une angulation en adduction du tibia par rapport au fémur), qui se manifeste cliniquement par un espacement entre les genoux alors que les pieds sont rapprochés. Cette illustration est un montage incorporant des images tirées des deux sites internet suivants :

[http://content.answers.com/main/content/img/oxford/Oxford\\_Sports/0199210896.genu-valgum.1.jpg](http://content.answers.com/main/content/img/oxford/Oxford_Sports/0199210896.genu-valgum.1.jpg),

[http://www.pharmainfo.net/files/images/stories/article\\_images/ArthriticKneeJointSurfaces3.jpg](http://www.pharmainfo.net/files/images/stories/article_images/ArthriticKneeJointSurfaces3.jpg)

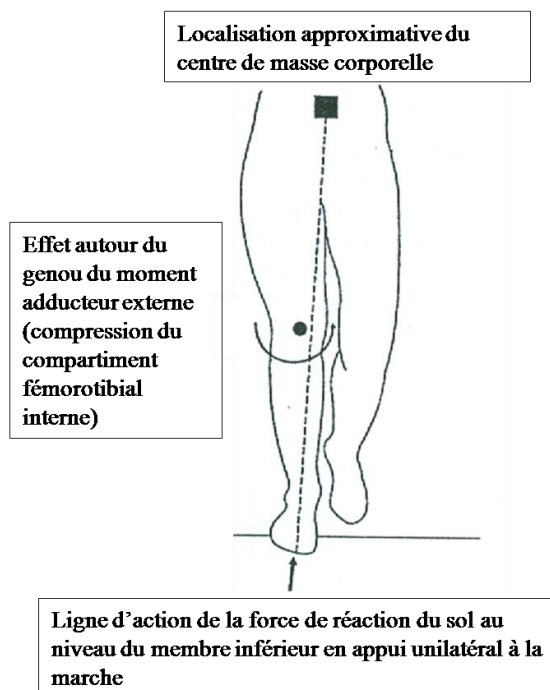


Figure 3.7. Illustration représentant l'effet du moment adducteur externe autour du genou du membre inférieur lors de l'appui unilatéral à la marche. Ce moment est causé par le fait que la ligne d'action du vecteur de la force de réaction du sol tend à passer médialement par rapport au centre articulaire du genou (l'ampleur de cet effet varie, entre autres, en fonction du degré de désalignement en varus/valgus). Cette illustration a été adaptée et elle a été tirée de Sharma et coll. (1998).

La mesure de désalignement en varus/valgus autour du genou s'évalue à partir de l'axe mécanique du membre inférieur qui correspond à l'angle formé dans le plan frontal entre les axes longitudinaux de la cuisse (axe formé entre le centre articulaire de la hanche et celui du genou) et de la jambe (axe formé entre le centre articulaire du genou et celui de la cheville) [voir section méthodologie générale, à la figure 4.5]. Ce désalignement ou déviation dans le plan frontal se quantifie, selon la mesure de référence, à partir d'une radiographie complète du membre inférieur (Hunt et coll., 2008). Sharma et al. (2001) ont effectué une étude longitudinale, sur une période de 18 mois, conduite auprès de 230 patients atteints de gonarthrose fémorotibiale, qui a permis

de montrer qu'un désalignement en varus peut augmenter de 4 fois (OR<sup>35</sup> : 4,09; IC à 95% : 2,20-7,62) le risque de diminution de l'espace articulaire au niveau du compartiment fémorotibial interne, et qu'un désalignement en valgus peut augmenter de 5 fois ce même risque, au niveau du compartiment externe (OR : 4,89; IC à 95% : 2,13-11,20). Cette étude a aussi montré que le désalignement en varus et en valgus est significativement corrélé avec l'augmentation de la douleur. De plus, elle montre que la présence de désalignement bilatéral en varus ou en valgus supérieur à 5° est associé à une augmentation de 3 fois du risque de déclin de l'état fonctionnel du patient (OR : 3,22; IC à 95% : 1,28-8,12). Dans le même sens, une étude similaire menée par Cerejo et al. (2002) a démontré que l'effet d'un désalignement en varus/valgus sur le risque de progression radiologique augmente en fonction du niveau de sévérité de l'arthrose.

Le moment adducteur externe autour du genou, évalué à la marche, est le moment où le couple résultant que l'on observe lors de la phase de support qui témoigne que les forces de réaction au sol et les forces inertielles tendent à créer une adduction autour du genou durant cette phase de la marche (Baliunas et coll., 2002). Cet effet serait lié au fait que la ligne d'action de la résultante des forces de réaction au sol passerait médialement par rapport au centre articulaire du genou, dans un cas de désalignement normal, impliquant alors que 60 à 70% de la mise en charge associée au poids corporel est transmise au niveau du compartiment fémorotibial interne (Andriacchi, 1994). Le moment adducteur externe est donc considéré comme étant un paramètre indicateur de la distribution des forces ou contraintes articulaires entre les deux compartiments fémorotibiaux (Baliunas et coll., 2002). Miyazaki et coll. (2002) ont effectué une étude, auprès de 32 patients atteints de gonarthrose au niveau du compartiment fémorotibial interne, qui montre (sur un suivi de 6 ans) que le moment adducteur externe est significativement corrélé avec la diminution de l'espace articulaire de ce même

---

<sup>35</sup>OR est l'abréviation de Odds ratio qui est une mesure statistiquement couramment utilisée en épidémiologie qui correspond au rapport des chances ou des cotes, dont sa forme générale est a/b (voir les liens internet suivants : [http://fr.wikipedia.org/wiki/Odds\\_ratio](http://fr.wikipedia.org/wiki/Odds_ratio), [http://www.santepublique.org/fr/index.php/Risque\\_Relatif\\_et\\_Odds\\_Ratio#Odds\\_Ratio\\_.28rapport\\_de\\_cote.29](http://www.santepublique.org/fr/index.php/Risque_Relatif_et_Odds_Ratio#Odds_Ratio_.28rapport_de_cote.29)). Un OR autour de 1 avec un IC incluant la valeur 1 indiquent qu'il n'y a pas d'effet d'association significatif entre les variables en cause. Si toutefois le OR et son IC sont supérieurs à 1, cela dénote un effet d'association positive entre ces variables et si ces derniers sont inférieurs 1, il en ressort un effet d'association négative entre ces variables.

compartiment ( $r = 0,62$ ;  $p < 0,0001$ ). Ils ont également démontré que le risque de diminution de l'espace articulaire augmente de 6 fois (OR : 6,46; IC à 95% : 2,40-17,45) avec une augmentation de 1% du moment adducteur (normalisé en fonction du poids corporel et de la taille). Dans le même sens, Sharma et coll. (1998) dénotent que le moment adducteur externe est fortement corrélé avec le niveau de sévérité radiologique de la gonarthrose fémorotibiale.

En termes de paramètres de cinématique angulaire dans le plan frontal lors de la marche, Gok et coll. (2002) ont comparé le maximum atteint en adduction lors de la phase de support ainsi que le minimum atteint en abduction lors de la phase d'oscillation entre des personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques. Ils ont observé une augmentation de ces deux paramètres chez les personnes pathologiques, suggérant ainsi une augmentation de l'amplitude de mouvement dans le plan frontal qui pourrait être liée à la présence d'instabilité articulaire en médiolatéral. Selon notre point de vue, l'évaluation du maximum atteint lors de la phase de support est un paramètre qui fournit peu d'information pertinente en termes d'interprétation clinique à propos de l'évolution des mouvements d'adduction/abduction au cours de la phase de support à la marche. En fait, puisque Lafortune et coll. (1992) ont montré que la poussée pouvait se caractériser aussi bien par un mouvement d'abduction que par un mouvement d'adduction, il est possible que le maximum atteint lors de la phase de support ait lieu au cours de différentes portions de cette phase du cycle de marche d'une personne à l'autre. Ainsi, l'interprétation clinique des résultats devient difficile à partir de ce paramètre. Nous préconisons alors le développement de paramètres de cinématique angulaire permettant de décrire l'évolution du patron d'adduction/abduction en tenant compte des diverses portions de la phase de support.

Dans une étude récente, Chang et coll. (2004) ont proposé le concept de *Varus thrust* qu'ils définissent de la façon suivante (voir à la figure 3.8) : « ...varus thrust is the visualized dynamic bowing-out of the knee laterally, i.e. the abrupt first appearance of varus (or the abrupt worsening of existing varus) while the limb is bearing weight during ambulation, with return to a less varus alignment during the non-weight-bearing

(swing) phase of gait ». Ils ont observé à partir d'une évaluation qualitative de la démarche la présence d'un *Varus thrust* chez des personnes gonarthrosiques. Ils ont aussi démontré que ce phénomène était associé significativement à la progression radiologique de l'arthrose au niveau du compartiment fémorotibial interne et cela, de manière plus importante, chez des personnes ayant un désalignement autour du genou en varus. Certains de leurs résultats suggèrent également que la présence d'un *Varus thrust* serait un facteur pouvant prédire le déclin des capacités fonctionnelles des personnes arthrosiques.

À la lumière du travail de recherche de Chang et coll. (2004), nous proposons qu'il serait pertinent de quantifier le changement angulaire dans le plan frontal entre le contact initial (alors qu'il y a très peu de mise en charge articulaire liée au poids corporel) et la phase d'appui unilatéral (où le genou est contraint à la mise en charge de tout le poids corporel). Nous nous attendons à observer, chez les patients gonarthrosiques, un changement angulaire en adduction ou en varus durant la phase mise en charge, que nous nommons ici fléchissement en varus, et nous supposons que l'ampleur de ce fléchissement devrait augmenter avec la sévérité radiologique de la pathologie. De plus, nous croyons qu'il serait pertinent d'évaluer l'angle moyen dans le plan frontal lors de la phase d'appui unilatéral à titre de mesure de désalignement dynamique en contexte de mise en charge totale, en termes de poids corporel. À cet effet, nous nous attendons à observer un angle moyen plus prononcé en adduction chez les personnes pathologiques que chez des personnes asymptomatiques et, certainement, une augmentation du degré d'adduction avec la sévérité.

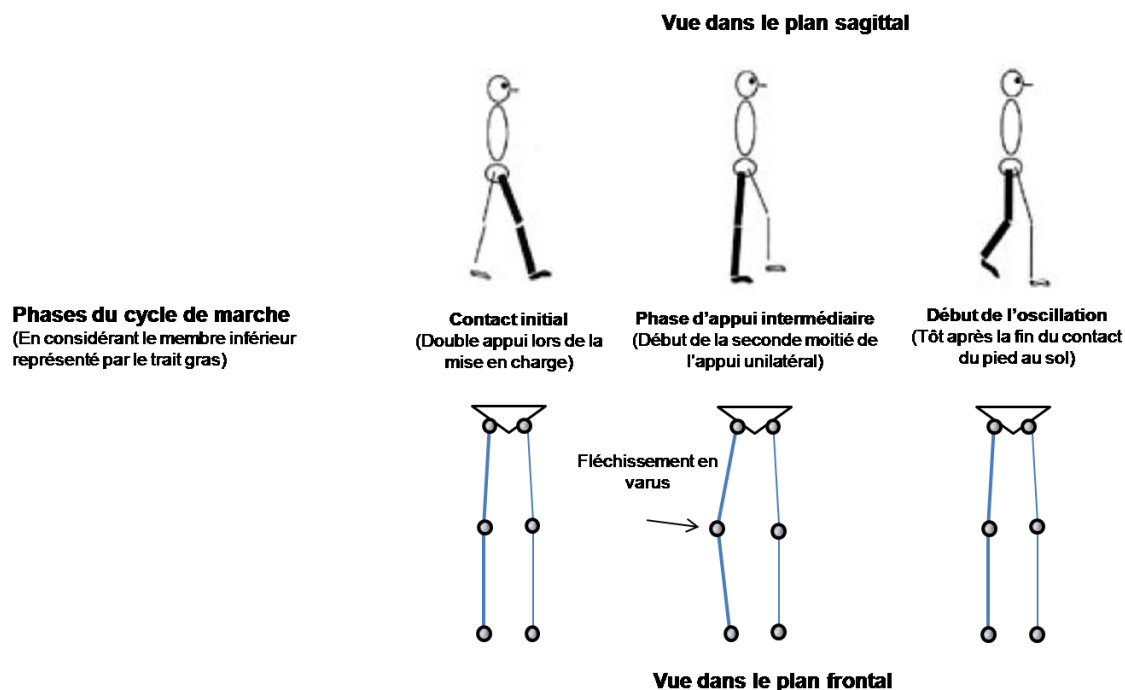


Figure 3.8. Illustration du concept de fléchissement en varus autour du genou [ou *Varus thrust* selon Chang et coll. (2004)] qui est un changement angulaire en adduction autour du genou qui se produit au cours de la mise en phase du poids corporel sur le membre inférieur à la marche. Cette illustration a été adaptée et traduite de celle présentée dans les travaux de Chang et coll. (2004).

En somme, cette section présente l'état des connaissances des travaux de recherche qui ont été effectués pour caractériser la cinématique angulaire autour du genou à la marche chez des personnes gonarthrosiques. En ayant parcouru cette littérature, on s'aperçoit que les patrons de mouvement autour du genou dans les plans transverse et frontal demeurent méconnus chez les personnes gonarthrosiques. Non seulement il y a peu d'études antérieures qui ont exploré ces patrons de mouvement, mais, de plus, dans celles réalisées, les sous-phases de la phase de support à la marche n'ont pas été tenues en compte. On constate aussi que l'évolution de la cinématique angulaire autour du genou à la marche en fonction de la sévérité de la pathologie a peu été étudiée (Astephen et coll., 2008). Dans le cadre de cette thèse, plus particulièrement lors de la seconde étude, nous allons explorer les particularités de la cinématique angulaire autour du genou à la marche en 3D de patients gonarthrosiques en comparant leurs patrons de

mouvement à ceux de personnes asymptomatiques. Cela sera réalisé en tenant compte des différentes portions de la phase de support à la marche afin de pouvoir interpréter les résultats obtenus selon un regard clinique. De plus, nous analyserons l'influence de la sévérité radiologique de la pathologie sur les paramètres de cinématiques étudiés. Les paramètres de cinématiques étudiés ont été choisis et développés sur la base des résultats des travaux antérieurs effectués en analyse de la marche et à partir de certaines évidences expérimentales provenant d'études dans le domaine de l'imagerie médicale, permettant ainsi de formuler les différentes hypothèses de recherche proposées au cours de cette section de la recension des écrits.

Pour terminer, il est important de préciser que la pénurie d'analyses disponibles pour documenter la cinématique angulaire autour du genou dans les plans frontal et transverse à la marche chez des personnes gonarthrosiques est due en grande partie à des problèmes métrologiques de justesse et de fidélité pour ce type de mesures. Ces aspects sont traités dans la section qui suit.

### **3.5. Évaluation de la cinématique autour du genou**

L'évaluation de la cinématique articulaire comprend une mesure du mouvement (ou du déplacement des segments) et son interprétation. La méthode utilisée doit intégrer une procédure et de l'instrumentation qui permettent, au cours de la tâche motrice effectuée, de suivre avec justesse les déplacements relatifs entre les segments corporels<sup>36</sup> adjacents (proximal et distal) de l'articulation étudiée. Elle doit aussi inclure une procédure de définition d'un système de coordonnées articulaire qui permet d'interpréter avec justesse, sur le plan anatomique, et avec précision (ou reproductibilité) les déplacements relatifs des segments corporels en termes de mouvements articulaires ayant une signification clinique (c.-à-d. flexion/extension, rotations tibiales interne/externe et adduction/abduction (Cappozzo et coll., 2005). Le degré de justesse et de précision recherchées et le contexte d'application ainsi que d'évaluation de la mesure

---

<sup>36</sup> L'évaluation de la cinématique vise plus particulièrement à suivre les déplacements des os formant la charpente des segments corporels.



sont des aspects à considérer dans le choix de la méthode de mesure pour évaluer la cinématique articulaire. Dans le cadre d'une évaluation en milieu clinique, il faut aussi envisager que la méthode de mesure (incluant la procédure et l'instrumentation) soit non invasive et que son utilisation soit conviviale (simple et rapide).

Dans le cadre de cette recherche, la méthode de mesure devait rendre compte des déplacements relatifs entre le fémur et le tibia lors de la marche afin de pouvoir évaluer la cinématique angulaire au niveau fémorotibial. Un haut degré de justesse et de précision en 3D étaient recherchées puisque l'étude des mouvements articulaires angulaires dans les plans sagittal (flexion/extension), transverse (rotations tibiales interne/externe) et frontal (adduction/abduction) soulevaient un grand intérêt compte tenu de la pathologie étudiée, tel qu'il a été démontré dans la section de littérature antérieure. La méthode de mesure adoptée devait également ne pas nuire à l'état du genou des patients, être bien tolérée par ces derniers et engendrer le minimum d'influence sur leur stratégie de marche. Cette méthode devait alors être non invasive et induire le minimum de douleur ou d'inconfort.

Dans la présente section de la recension des écrits, les méthodes non invasives couramment utilisées dans le domaine de la biomécanique pour évaluer la cinématique en 3D autour du genou sont décrites et les principales sources d'erreur pouvant compromettent l'évaluation des mouvements articulaires sont discutées. De plus, certains moyens qui ont été développés pour réduire les erreurs de mesure vont être abordés et, enfin, la méthode de mesure utilisée, ici, dans cette recherche sera présentée.

### ***3.5.1. Méthodes de mesure non invasives et principales sources d'erreur***

#### ***3.5.1.1. Électrogoniométrie de surface***

L'électrogoniométrie triaxiale, dont l'instrument de mesure se nomme électrogoniomètre, est une des méthodes les plus simples pour mesurer les déplacements relatifs entre deux segments corporels adjacents lors de la marche (Kirtley, 2006). L'électrogoniomètre triaxial consiste en une version électronique et en 3D du goniomètre habituellement utilisé en clinique pour effectuer des mesures d'amplitude de

mouvement, évaluées en condition statique. L'électrogoniomètre comprend essentiellement un potentiomètre électrique (aligné avec l'axe de rotation articulaire) qui est rattaché aux segments corporels adjacents à l'articulation étudiée via deux tiges longitudinales, qui sont maintenues à la surface de chaque segment à l'aide d'un système de bandages spécifiques (Kirtley, 2006). Les variations angulaires autour de l'articulation sont mesurées par des différences de voltage et les résultats sont connus en temps réels (Kirtley, 2006).

L'utilisation de l'électrogoniométrie implique quelques limitations. Elle nécessite un alignement juste du pivot du potentiomètre par rapport à l'axe de rotation articulaire (Chao, 1980). Or, la justesse de cet alignement peut être compromise au cours de la marche à cause de deux phénomènes importants. Le premier est lié au fait que l'axe de rotation articulaire n'est pas nécessairement stable en cours de mouvement : il peut varier en fonction des diverses positions angulaires adoptées (Kirtley, 2006). Il en est ainsi le cas pour l'articulation fémorotibiale qui ne se catégorise pas comme étant une articulation ayant un pivot fixe. Il est connu qu'au cours des mouvements de flexion/extension, le centre articulaire du genou se déplace selon une trajectoire complexe : il y a présence de mouvements de translation entre le fémur et le tibia et de déplacements asymétriques entre les deux condyles fémoraux (Freeman et Pinskerova, 2005). Grâce à une nouvelle génération d'électrogoniomètre, ayant la particularité d'être flexible et ne nécessitant pas d'alignement juste avec le centre articulaire, cette source d'erreur de mesure a été réduite (Kirtley, 2006).

Le second phénomène venant perturber la justesse des mesures à cause d'un désalignement du potentiomètre est associé au fait que l'électrogoniomètre (flexible ou pas) est rattaché aux segments corporels qu'en surface, via la peau. Il est donc sujet à se déplacer, au cours de l'exercice de marche, par rapport aux os des segments à cause du mouvement « parasite » de la peau, qui est connu comme étant une source d'erreur très importante et cela, au niveau de la cuisse surtout (Reinschmidt et coll., 1997a). Cette source d'erreur est problématique et commune à tous les systèmes de mesure se fixant à

la surface des segments corporels, que directement sur la peau. Ses impacts seront abordés plus en profondeur dans la sous-section qui suit.

Compte tenu du problème d'obtenir un alignement juste du potentiomètre à cause du déplacement du centre articulaire ou du système par rapport aux os, l'utilisation de l'électrogoniomètre se limite habituellement à l'analyse des mouvements en 2D autour du genou, soit des mouvements se déroulant dans le plan sagittal (flexion/extension) (Kirtley, 2006). Comme autre limitation, l'électrogoniométrie permet d'analyser uniquement les mouvements relatifs entre deux segments corporels adjacents (cinématique articulaire). Elle ne permet pas d'étudier le mouvement absolu décrit individuellement dans l'espace par chacun des segments corporels (cinématique segmentaire). Or, l'étude de la cinématique segmentaire peut s'avérer pertinente au cours du processus d'analyse de la cinématique articulaire afin de mieux comprendre cette dernière et pour valider les interprétations qui en découlent, liées aux stratégies de marche.

### 3.5.1.2. Utilisation de marqueurs cutanés et d'un système d'analyse du mouvement

Une des approches les plus couramment utilisées pour évaluer la cinématique en 3D autour du genou lors de la marche est de disposer des marqueurs à la surface des segments corporels adjacents (cuisse et jambe), directement collés sur la peau, afin de définir spatialement la morphologie de ces segments et de pouvoir connaître leur déplacement (Cappozzo et coll., 2005; Kirtley, 2006). Les positions instantanées en 3D de chacun des marqueurs sont captées par un système d'analyse du mouvement. Il en existe divers types tels que les technologies vidéos optoélectroniques (p. ex. *Vicon*, *Motion Systems*, *Optotrak*, *Motion Analysis Corp.*), qui sont celles les plus couramment utilisées en laboratoire (ayant un haut degré de justesse des mesures), les technologies électromagnétiques (p. ex. *FasTrak*) et les technologies par ultrason (p. ex. *Zebis*), dont leur utilisation peut facilement s'étendre au milieu clinique (Kirtley, 2006).

Parmi les marqueurs apposés à la surface des segments corporels, certains sont collés au-dessus de repères anatomiques osseux (marqueurs anatomiques), généralement identifiables par palpation, dans le but de définir spatialement la morphologie

segmentaire. D'autres marqueurs ont pour fonction de décrire les déplacements segmentaires (marqueurs de mouvement) et leur localisation est indépendante de l'anatomie (Cappozzo et coll., 2005). À partir du positionnement des marqueurs anatomiques de surface et en utilisant des équations de régression, la localisation de repères anatomiques internes, tel que la tête fémorale, le centre articulaire du genou et le centre articulaire de l'articulation de la cheville (articulation talo-crurale) sont estimés (Bell et coll., 1990; Cappozzo, 1984; Kadaba et coll., 1989). Ces localisations estimées des repères anatomiques internes servent à définir un système de référence local et anatomique sur chacun des segments corporels (Cappozzo et coll., 1995; Cappozzo et coll., 2005; Wu et Cavanagh, 1995). Ces systèmes de références locaux et anatomiques sont utilisés pour construire le système de coordonnées articulaire, qui sert à interpréter les déplacements relatifs en 3D entre les segments en termes de mouvements articulaires ayant une signification clinique (Cappozzo et coll., 1995; Wu et Cavanagh, 1995). L'enregistrement des positions instantanées des marqueurs anatomiques de surface n'est pas nécessairement effectué au cours de l'exercice de marche. Elle peut avoir lieu lors d'une procédure de calibrage indépendante au cours de laquelle la localisation des marqueurs anatomiques de surface est exprimée en fonction de celle des marqueurs de mouvement, aussi disposés à la surface des segments (Cappozzo et coll., 2005). Ainsi, les marqueurs anatomiques peuvent être retirés de sur les segments corporels lors de la marche, ce qui peut désencombrer la personne évaluée ou éliminer des problèmes de visibilité de marqueurs (Cappozzo et coll., 2005). Selon cette procédure, seules les positions instantanées en 3D des marqueurs de mouvement sont collectées durant l'exécution de la tâche motrice.

Durant la marche, chaque segment corporel devrait être muni d'un minimum de trois marqueurs de mouvement de surface disposés de façon non colinéaire pour être en mesure de connaître les positions et les orientations instantanées en 3D des segments, informations nécessaires pour décrire leur déplacement en 3D (Cappozzo et coll., 2005). La localisation des marqueurs de mouvement sur le segment corporel est déterminée de telle sorte à optimiser leur reconnaissance par le système d'analyse du mouvement pour

bien capter leurs positions instantanées et en fonction de l'endroit où le mouvement de la peau est moindre (Cappozzo et coll., 2005). Selon le modèle de configuration, les marqueurs de mouvement peuvent être localisés sur les segments de façon à être aussi utilisés à titre de marqueurs anatomiques.

Une fois les collectes des données effectuées, le système d'analyse du mouvement reconstruit les trajectoires en 3D de chacun des marqueurs de surface (anatomiques et de mouvement). Ces trajectoires en 3D sont exprimées selon un référentiel spatial global et fixe, qui est le système de coordonnées commun au système d'analyse du mouvement et qui est défini à la suite d'une procédure de calibration effectuée avant l'expérimentation (Cappozzo et coll., 2005). Ce système de coordonnées est généralement aligné avec le référentiel global du laboratoire, à son tour aligné selon le principal plan de progression de la marche.

À l'aide de l'approche biomécanique d'évaluation de la cinématique articulaire autour du genou décrite ci-dessus, il est aussi possible d'étudier la cinématique segmentaire. Évaluer la cinématique segmentaire permet une analyse approfondie de la marche. Tel que déjà mentionné, ce type d'information peut être utile pour mieux comprendre les stratégies de mouvement angulaire et, de plus, elle fournit de l'information nécessaire à l'estimation des moments articulaires grâce à une approche de calcul par dynamique inverse.

Un aspect qui cause problème avec l'approche d'évaluation de la cinématique à l'aide de marqueurs collés sur la peau (anatomique et de mouvement) est que la grande majorité des modèles considère les segments corporels comme étant des corps rigides, à des fins de simplification (Cappozzo et coll., 2005). Or, la portion pour laquelle le degré de déformation peut être considérée négligeable et qui est reconnue comme étant un corps rigide selon les lois de la mécanique classique est la charpente osseuse du segment (Cappozzo et coll., 2005). La peau qui est l'enveloppe de tissus mous se déforme et bouge par rapport aux os sous-jacents lors des mouvements segmentaires. Il a été largement documenté dans la littérature qu'il existe des différences importantes entre le déplacement des os et celui des marqueurs de surface, apposés directement sur la peau,

lors d'un mouvement autour du genou et cela entraîne des erreurs considérables dans l'évaluation de la cinématique articulaire (Benoit et coll., 2006; Cappozzo et coll., 1996; Leardini et coll., 2005; Ramsey et Wretenberg, 1999; Reinschmidt et coll., 1997a; Reinschmidt et coll., 1997b; Sati et coll., 1996b; Stagni et coll., 2005). Cette source d'erreur de mesure affecte surtout la quantification et l'interprétation des translations fémorotibiales ainsi que les mouvements angulaires fémorotibiaux de faible amplitude, se déroulant dans les plans transverse (rotations tibiales interne/externe) et frontal [adduction/abduction] (Reinschmidt et coll., 1997a; Reinschmidt et coll., 1997b; Stagni et coll., 2005). À cet effet, Reinschmidt et coll. (1997a) ont observé que l'ampleur des erreurs sur les mouvements d'adduction/abduction et de rotations tibiales interne/externe peut être plus grande que le degré d'amplitude de ces mouvements chez certaines personnes. Dans ces travaux, les auteurs ont obtenu une erreur quadratique moyenne (EQM) de  $3,1^\circ$  pour les mouvements d'adduction/abduction et de  $11,6^\circ$  pour ceux de rotations tibiales interne/externe. Le mouvement « parasite » entre les marqueurs sur la peau par rapport au mouvement os<sup>37</sup> est à l'heure actuelle considérée par plusieurs chercheurs dans le domaine de la biomécanique comme étant la source d'erreur la plus problématique dans l'analyse du mouvement humain (Cappozzo et coll., 1996; Ramsey et Wretenberg, 1999; Stagni et coll., 2005).

Une autre source d'erreur à laquelle est sujette l'approche d'évaluation de la cinématique à l'aide de marqueurs collés sur la peau est la possibilité d'une mauvaise localisation des marqueurs de surface anatomiques par rapport à la localisation réelle des repères anatomiques osseux sous jacents (Della Croce et coll., 2005). En utilisant une méthode par palpation pour localiser ces repères anatomiques internes, leur mauvaise localisation peut être associée à trois principaux facteurs : (1) les repères anatomiques à palper sont plutôt des surfaces irrégulières que des points bien spécifiques, (2) ces repères sont recouverts de tissus mous dont l'épaisseur qui varie en fonction des sites anatomiques et de la composition corporelle de la personne peut affecter la reconnaissance des structures osseuses et, enfin (3) le manque d'expérience de

---

<sup>37</sup> Ce mouvement parasite est connu dans la littérature sous l'expression anglaise *soft tissue movement artefact*.

l'examineur peut engendrer des erreurs systématiques ou aléatoires (Della Croce et coll., 2005; Goujon, 2006). Il est bien documenté dans la littérature que ce type d'erreur peut affecter le niveau de justesse et de précision (intra et inter juges) sur la localisation des repères anatomiques de surface, ayant ainsi une répercussion sur l'estimation des centres articulaires et, par le fait même, sur la justesse des systèmes de références locaux et anatomiques qui en découlent ainsi que sur l'interprétation des patrons de mouvement de cinématique articulaire (Della Croce et coll., 2005; Goujon, 2006). À cet effet, les erreurs de mauvaise localisation de marqueurs de surface anatomiques sont surtout courantes et notables au niveau du pelvis et du fémur affectant alors la validité des analyses en 3D de la cinématique angulaire autour du genou et de la hanche (Della Croce et coll., 2005). Une façon de réduire cette source d'erreur a été de mettre au point des méthodes d'estimation des centres articulaires de la hanche et du genou, basées sur des méthodes dites fonctionnelles ou prédictives et de réduire le recours à la palpation.

En résumé, l'approche d'évaluation de la cinématique à l'aide de marqueurs collés sur la peau (anatomique et de mouvement) est exposée à deux grandes sources d'erreur potentielle sur les mesures : (1) l'erreur liée à la mauvaise localisation en surface des marqueurs anatomiques et (2) celle due aux mouvements parasites des marqueurs de mouvement. Les approches développées dans la communauté scientifique en biomécanique pour tenter de réduire cette seconde source d'erreur, qui est la plus conséquente, sont présentées ci-dessous.

### ***3.5.2. Approches développées pour réduire l'erreur due aux mouvements parasites des marqueurs cutanés***

Plusieurs approches ont été explorées en recherche dans le domaine de la biomécanique pour tenter de trouver des solutions efficaces aux erreurs de mesure causée par les mouvements parasites des marqueurs de surface collés directement sur la peau. Certains chercheurs ont trouvé que de distribuer uniformément d'un grand nombre de marqueurs de mouvement à la surface des segments corporels (c.-à-d. 8 marqueurs par segment) améliorerait la justesse des mesures de cinématique angulaire en 3D autour

du genou à la marche (Andriacchi et coll., 1998). Cette méthode peut toutefois s'avérer coûteuse en termes de temps de préparation à l'évaluation.

Une autre solution alternative récente et de plus en plus utilisée dans les recherches portant sur l'analyse de la cinématique autour du genou est le développement de systèmes d'attaches rigides et externes sur lesquels les marqueurs de mouvement y sont rigidement disposés (Ganjikia et coll., 2000; Goujon, 2006; Goujon et coll., 2006; Goujon et Cadilhac, 2003; Houck et coll., 2004; Manal et coll., 2000; Marin et coll., 1999; Sati et coll., 1996a). Ce type de systèmes d'attache des marqueurs de mouvement est relié aux segments corporels de façon non invasive et par des moyens qui réduisent le mouvement entre la peau et les os ou à des endroits sur les segments où ce mouvement parasite est minimal. On considère alors que les systèmes d'attache sont liés de façon « solidaire ou rigide » aux os formant les segments étudiés. À l'heure actuelle, il n'existe pas de consensus dans la communauté scientifique dans le domaine de la biomécanique en faveur de l'utilisation d'un des systèmes en particulier. Leur processus de validation est toujours en cours. Il n'y a donc pas suffisamment d'évidences scientifiques pour établir un standard.

En regard avec la littérature, il semble qu'une seule étude comparative a été effectuée pour évaluer la justesse du positionnement de différents systèmes d'attache par rapport aux os sous-jacents. À cet effet, Sudhoff et coll. (2007) ont étudié la justesse de positionnement des trois systèmes d'attache suivants : celui proposé par Goujon et coll. (2006) et par Goujon et Cadilhac (2003), celui proposé par Marin et coll. (1999) et, enfin, l'exosquelette proposé par Sati et coll. (1996a) et par Ganjikia et coll. (2000). Les déplacements en 3D des systèmes d'attache par rapport aux os sous-jacents étaient évalués à divers angles de flexion au genou (en condition de mise en charge) et après 50 cycles de marche. Les positions des systèmes d'attache par rapport aux os étaient déterminées grâce à l'utilisation de la technologie radiographique EOS®, qui est un système bi-planaire à faible dose en rayons X, ainsi qu'une méthode stéréo radiographique de reconstruction en 3D. Selon les résultats obtenus sur l'ensemble des analyses effectuées, l'exosquelette proposé par Sati et coll. (1996a) et par Ganjikia et



coll. (2000) était celui pour lequel les plus petites différences de positionnement par rapport aux os ont été observées. Il serait donc le plus stable des systèmes par rapport aux os, en comparaison avec les deux autres systèmes évalués. Dans le même sens, par fluoroscopie, Sati et coll. (1996a) et Ganjikia et coll. (2000) ont aussi démontré que l'exosquelette diminuait significativement les mouvements parasites entre des marqueurs de surface et les os, lors de l'exécution de mouvements de flexion/extension autour du genou, alors que le membre inférieur était en oscillation. Cette diminution se quantifiait selon un ordre de grandeur de 6 fois (Ganjikia et coll., 2000). De plus, une autre étude récente de Labbe et coll. (2008) a démontré que l'utilisation de cet exosquelette permettait d'évaluer la cinématique angulaire en 3D autour du genou à la marche sur tapis roulant, avec un excellent niveau de fidélité intra et inter juges (les CCI moyens se chiffraient entre 0,88 et 0,94).

En somme, bien que les mouvements parasites entre les marqueurs de surface et les os demeurent un problème non totalement résolu à l'heure actuelle, différentes alternatives ont été développées pour réduire les erreurs de mesure et elles ont démontré une certaine efficacité pour permettre une évaluation juste et précise de la cinématique en 3D autour du genou. L'exosquelette proposé par Sati et coll. (1996a) et Ganjikia et coll. (2000) semble faire partie des avenues prometteuses, selon les résultats de recherche rapportés ci-dessus.

### ***3.5.3. Méthode utilisée dans le cadre de ce projet***

Tel que mentionné auparavant, l'évaluation de la cinématique angulaire en 3D autour du genou lors de la marche nécessite une méthode de mesure permettant de suivre avec justesse les déplacements en 3D du fémur et du tibia en cours de mouvement ainsi qu'une procédure de définition d'un système de coordonnées articulaire anatomiquement juste et précis.

#### ***3.5.3.1. Méthode de mesure des déplacements des segments corporels***

Pour être en mesure de suivre avec justesse les déplacements en 3D du fémur et du tibia lors de la marche, l'exosquelette proposé par Sati et coll. (1996a) et par Ganjikia et

coll. (2000) a été choisi comme moyen de fixation des marqueurs de mouvements aux niveaux fémoral et tibial. Les résultats des travaux de Ganjikia et coll. (2000), de Sati et coll. (1996a), de Sudhoff et coll. (2007) et de Labbe et coll. (2008), démontrant que le recours à ce système de fixation alloue une évaluation de la cinématique angulaire autour du genou qui soit juste (ou représentative des déplacements osseux) et répétable (entre diverses procédures d'installation), sont des évidences scientifiques qui ont appuyé ce choix. De plus, avant de débiter la collecte de données, la faisabilité de l'utilisation de l'exosquelette dans un contexte d'évaluation clinique auprès de personnes souffrantes de divers problèmes au genou (déchirure méniscale, rupture du ligament croisé antérieur, arthrose et syndrome fémoropatellaire) avait été démontrée (Charbonneau et coll., 2005). Cela apportait une certaine assurance de la faisabilité de la méthode d'évaluation auprès des patients gonarthrosiques.

Par ailleurs, sur la base des commentaires verbaux de ses participants et à partir d'une évaluation subjective de leur démarche, Sudhoff et coll. (2007) ont rapporté que le port de l'exosquelette était douloureux pour plusieurs et qu'il pouvait induire de la claudication. Dans le cadre de la présente démarche de validation auprès de patients gonarthrosiques, les constatations de Sudhoff et coll. (2007) soulevaient la pertinence d'évaluer le niveau de douleur induit par le port de l'exosquelette auprès des patients et de vérifier également si leur patron de marche en étaient altérés. Si le port de l'exosquelette modifiait leur patron de marche, en provoquant de la claudication par exemple, les paramètres spatio-temporels de la marche ainsi que les paramètres issus des patrons de forces de réaction du tapis roulant en seraient affectés. L'objectif général de la première étude était donc d'évaluer l'impact du port de l'exosquelette sur la douleur au genou et sur ces paramètres biomécaniques choisis comme étant de bon indicateur de l'influence du système de mesure sur le patron de marche des patients.

### 3.5.3.2. Procédure de définition du système de coordonnées articulaire

Définir un système de coordonnées articulaire au genou implique d'établir préalablement un système de référence local et anatomique sur le fémur ainsi que sur le tibia comme le proposent Cappozzo et coll. (1995) ainsi que Wu et Cavanagh (1995). À

cette fin, la méthode choisie dans le cadre de ce projet repose sur une approche à la fois fonctionnelle et posturale (méthode FP), développée par Hagemeister et coll. (2005). Son développement a été inspiré de la méthode *Calibration of Anatomical System Technique* (CAST) élaborée par Cappozzo et coll. (1995). La particularité de la méthode utilisée dans le cadre du présent projet, la méthode FP, est d'avoir été conçue dans le but de minimiser autant que possible l'intervention d'un évaluateur pour définir par palpation les repères anatomiques de surface servant à estimer la localisation des centres articulaires (Hagemeister et coll., 2005). En utilisant cette méthode, il y a uniquement le centre articulaire de la cheville, estimée à partir de l'identification des malléoles médiale et latérale, qui est directement défini par palpation ; les centres articulaires de la hanche et du genou le sont par des approches fonctionnelles (Hagemeister et coll., 2005). Il en résulte que cette méthode de définition d'un système de coordonnées articulaire au genou a démontré une bonne à excellente fidélité intra et inter juges pour l'étude à la marche sur tapis roulant les divers patrons de mouvement au genou suivants : flexion/extension, adduction/abduction, rotations tibiales interne/externe et translation antéropostérieure (Hagemeister et coll., 2005)<sup>38</sup>. Les auteurs de cette dernière recherche ont observé, en regroupant les deux types de fidélité étudiés, que le degré de reproductibilité se situait, en moyenne, entre 0,4° et 0,8° pour les mouvements angulaires et se chiffrait à 2,2 mm pour le mouvement de translation étudié.

Pour conclure, une excellente fidélité intra et inter juges de la méthode globale<sup>39</sup> d'évaluation de la cinématique angulaire autour du genou lors de la marche présentée ci-dessus a été démontré sur des échantillons de jeunes adultes sains et dans un contexte d'évaluation se déroulant à l'intérieur de la même séance d'évaluation par Labbe et coll. (2008), tel que déjà mentionné. Or, aucune étude n'a été effectuée jusqu'à présent pour déterminer la fidélité test-retest des mesures de cinématique angulaire autour du genou évaluées à l'aide de cette méthode présentée ci-dessus chez des patients gonarthrosiques. Le degré de fidélité test-retest de telles mesures ne dépend pas uniquement du niveau de

<sup>38</sup> La méthode FP était répétée à quatre reprises par le même évaluateur, pour évaluer la fidélité intra juge, et par trois évaluateurs différents, pour évaluer la fidélité inter juges.

<sup>39</sup> La méthode globale inclue l'installation de l'exosquelette combinée à l'utilisation de la méthode FP.

précision de la méthode d'évaluation utilisée, mais aussi du niveau de constance du patron de marche des patients, d'une séance d'évaluation à l'autre. Dans le cadre d'un développement de mesures servant au suivi des patients, il est nécessaire d'évaluer ce type de fidélité sur l'échantillon de population concerné. L'objectif général de la troisième étude de cette thèse sera alors de déterminer la fidélité test-retest des paramètres de cinématique angulaire jugés pertinents au suivi de patients gonarthrosiques. Ces paramètres sont ceux qui auront été retenus à la suite de la deuxième étude pour leur capacité discriminante entre les patients gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques ou pour leur sensibilité à l'évolution de l'état de détérioration du genou.

## CHAPITRE 4. MÉTHODOLOGIE GÉNÉRALE

Ce chapitre présente l'approche expérimentale utilisée pour répondre aux objectifs de recherche présentés à la figure 2.1. Il se subdivise en cinq sections traitant des participants, du plan expérimental, des aspects cliniques, des aspects biomécaniques et de la démarche statistique, qui sera que sommairement abordée. Cette démarche sera traitée de façon plus détaillée dans chacune des études présentées ultérieurement.

### 4.1. Participants

#### 4.1.1. Recrutement

Ce projet comprend l'étude de deux groupes de participants : un groupe de participants asymptomatiques (AS) et un groupe de patients gonarthrosiques (OA). Le nombre de participants asymptomatiques visé était de 20, et de 30 dans le cas des patients gonarthrosiques. Pour former ces deux groupes, les individus correspondant aux populations ciblées ont été sollicités essentiellement selon des modes de recrutement indirects, favorisant ainsi une implication volontaire de leur part. L'affichage d'un besoin de participants dans différentes institutions ainsi que la rédaction d'un court communiqué dans des journaux institutionnels ont été les deux principaux moyens de visibilité mis en œuvre. Les institutions visées ont été le Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), pavillon Notre-Dame, l'Institut de physiatrie du Québec et un centre communautaire fréquenté par une clientèle de 55 ans et plus, situé sur le plateau Mont-Royal. De plus, une présentation du projet a été réalisée lors d'une réunion hebdomadaire du Service de Rhumatologie afin de sensibiliser les divers cliniciens et chercheurs au besoin de recrutement de patients. Tous les volontaires intéressés à participer au projet étaient invités à communiquer avec les étudiantes coordonnatrices du projet ou une agente de recherche, associée à notre groupe de recherche. Un premier entretien téléphonique permettait de fournir de plus amples informations et servait à faire une première sélection des participants en fonction des

critères d'inclusion et d'exclusion (présentés dans la prochaine sous-section) ainsi qu'à la prise d'un rendez-vous pour planifier la première visite dans le cadre du projet.

#### ***4.1.2. Critères d'inclusion et d'exclusion***

Le tableau 4.1 présente les critères d'inclusion et d'exclusion définis pour sélectionner les participants pouvant prendre part au projet, parmi tous les volontaires. L'éligibilité de chacun était vérifiée, dans un premier temps, lors d'un entretien téléphonique, tel que mentionné ci-dessus et, dans un deuxième temps, grâce à une évaluation clinique en physiothérapie. Les fiches de vérification utilisées par les cliniciens en physiothérapie à cette fin sont présentées à l'annexe 2.

#### ***4.1.3. Consentement***

Tous les individus intéressés à prendre part au projet et répondant aux critères d'éligibilité ont signé un formulaire de consentement de façon libre et éclairée. Les formulaires de consentement (voir un exemple à l'annexe 3), un pour chaque groupe de participants, avaient préalablement été approuvés par les comités d'éthique du centre de recherche du CHUM ainsi que de l'École de technologie supérieure.

#### ***4.1.4. Caractéristiques démographiques des participants***

Le tableau 4.2 présente les caractéristiques démographiques des deux groupes étudiés. Dans les études qui suivent, certaines analyses statistiques seront effectuées sur des sous-groupes de patients. Les caractéristiques démographiques de ces sous-groupes seront présentées ultérieurement dans chacune des études. La figure 4.1 présente un diagramme de suivi des volontaires et des participants au projet.

Tableau 4.1. Recensement des critères d'inclusion et d'exclusion au projet

Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Adressés à tous les participants et spécifiques à chacun des groupes (OA et AS)	
<ul style="list-style-type: none"> <li>– Être âgé(e) de 50 ans et plus</li> <li>– Être en mesure de juger sciemment de son adhésion au projet et de répondre aux questionnaires en français</li> <li>– Être capable de marcher de façon continue sur une période de 10 à 15 minutes</li> </ul> <p><b>Spécifiques au OA</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Répondre aux critères cliniques et radiologiques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3.2).</li> <li>– Depuis au moins trois mois, ressentir de la douleur au(x) genou(x) diagnostiqué(s)<sup>40</sup></li> <li>– N'avoir aucune prédominance de l'atteinte ou avoir une prédominance au compartiment fémorotibial interne selon les G<sub>KL</sub> (Kellgren et Lawrence, 1957)</li> <li>– Avoir un niveau moyen de douleur au genou diagnostiqué à la marche, au cours de la semaine précédant l'inclusion dans l'étude, supérieur à 3 sur 100 mm sur une EVA</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– Être atteint(e) d'arthrose de type généralisée ou d'arthrite rhumatoïde</li> <li>– Avoir eu une blessure (méniscale ou ligamentaire) ou avoir subi un traumatisme (p. ex. fracture) au tronc ou au membre inférieur pouvant affecter l'évaluation</li> <li>– Avoir des désalignements sévères au niveau du tronc, d'une hanche ou d'un pied pouvant affecter la démarche</li> <li>– Avoir eu une intervention chirurgicale (tronc ou membre inférieur) pouvant altérer la démarche</li> <li>– Avoir des problèmes de claudication ou de douleur au membre inférieur à la marche</li> <li>– Utiliser une aide technique (canne, béquille, marchette) lors de l'ensemble des déplacements</li> <li>– Avoir des problèmes neurologiques pouvant affecter l'évaluation (p. ex. AVC<sup>41</sup>, parkinson, épilepsie, etc.)</li> <li>– Avoir des problèmes pulmonaires limitant considérablement la marche</li> <li>– Avoir un problème cardiaque nécessitant un contrôle médical rapproché (pression artérielle fluctuante, hypertension, angine, arythmie, etc.) ou rendant la santé de la personne à risque durant l'évaluation</li> <li>– Avoir une tendance à faire des plaies aux niveaux des membres inférieurs (précaution due au port de l'instrumentation)</li> <li>– Avoir des déficits proprioceptifs, des problèmes de vertige ou d'équilibre pouvant affecter l'évaluation (p. ex. neuropathie périphérique)</li> <li>– Avoir toute autre condition pouvant affecter l'évaluation (p. ex. l'incapacité à s'adapter au tapis roulant ou au port de l'exosquelette)</li> </ul> <p><b>Spécifiques au OA</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Avoir une prédominance de l'atteinte au compartiment fémorotibial externe selon les G<sub>KL</sub> (Kellgren et Lawrence, 1957)</li> <li>– Avoir suivi un programme d'entraînement ou de réadaptation pour les membres inférieurs au cours des six mois précédant l'étude</li> <li>– Être considéré(e) comme n'étant pas un(e) candidat(e) apte à la réadaptation, selon l'avis du clinicien ou de la physiothérapeute</li> </ul> <p><b>Spécifiques au AS</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Ressentir de la douleur au genou lors de la marche, lors de la montée/descente d'un escalier ou lors des transitions entre les positions assise et debout</li> <li>– Répondre aux critères cliniques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3.2)</li> </ul>

<sup>40</sup> Le trois mois de sensation de douleur est un critère qui a été établi dans le but d'étudier des cas de gonarthrose chronique.

<sup>41</sup> L'abréviation AVC pour accident vasculaire cérébral.

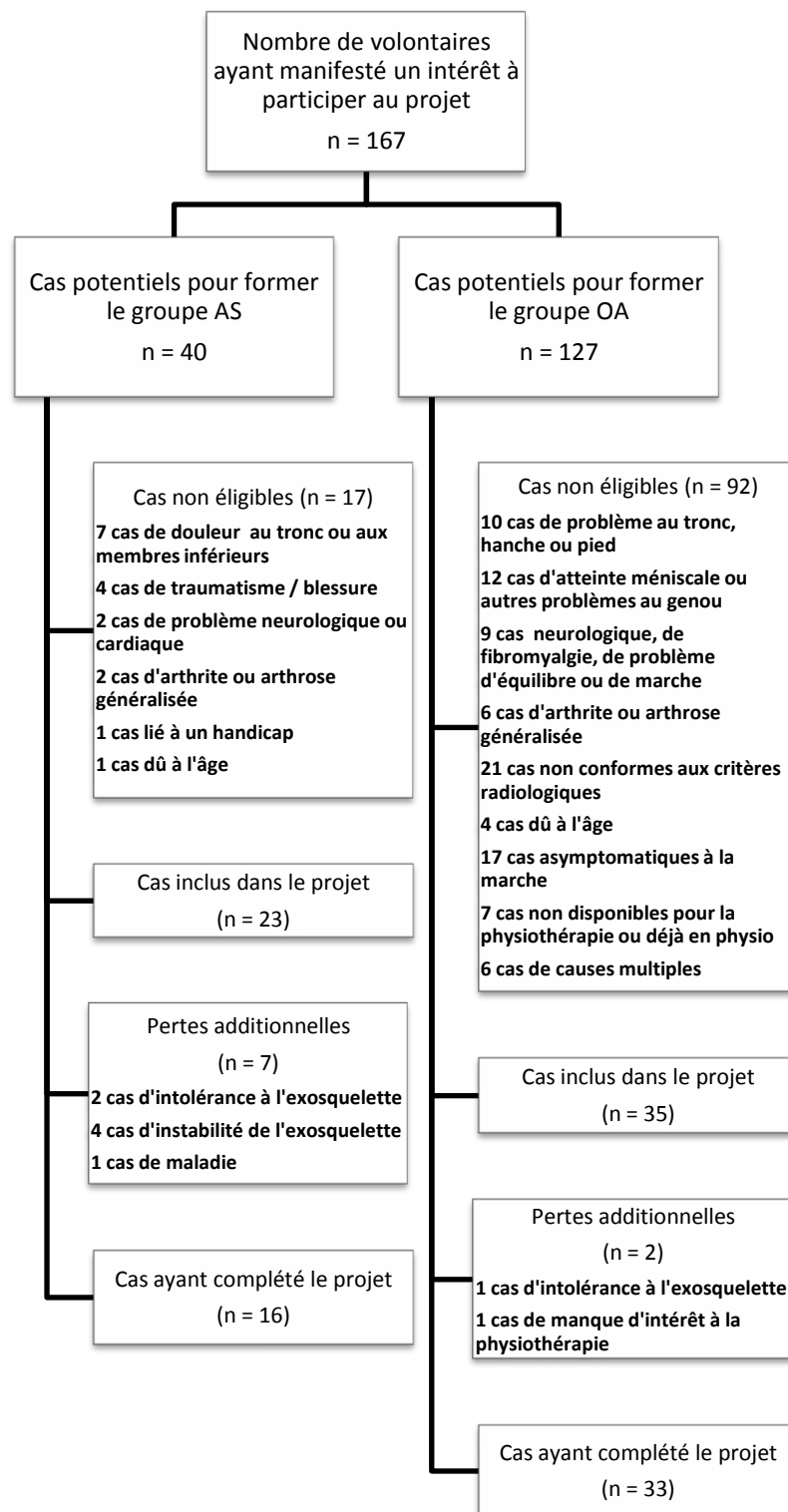


Figure 4.1. Diagramme de suivi des volontaires et des participants au projet



Tableau 4.2. Caractéristiques démographiques des deux groupes étudiés

Caractéristiques	Groupes étudiés	
	Asymptomatique (AS)	Gonarthrosique (OA)
Taille de l'échantillon (n)	16	33
Âge moyen (année)	66 ± 7	63 ± 8
Taille (m)	1,618 ± 0,087	1,613 ± 0,099
Poids corporel moyen (kg)	64,75 ± 11,84	82,14 ± 17,90
Indice de masse corporelle [IMC] (kg / m <sup>2</sup> )	24,67 ± 3,58	31,32 ± 4,70
Pourcentage de femmes (n)	69 (11)	73 (24)
Pourcentage de cas ayant de l'arthrose radiologique au niveau du compartiment fémorotibial interne selon les G <sub>KL</sub> (Kellgren et Lawrence, 1957)		
Grade 1 : Ostéophytes discrets seulement	-	30 (10)
Grade 2 : Ostéophytes définitifs et pincement articulaire possible	-	18 (6)
Grade 3 : Ostéophytes modérés et pincement articulaire définitif	-	22 (7)
Grade 4 : Ostéophytes importants et/ou pincement articulaire sévère et/ou sclérose sous-chondrale	-	30 (10)
Pourcentage de cas ayant des signes d'arthrose radiologique à plusieurs compartiments au genou (n)	-	76 (25)
Pourcentage de cas ayant des signes d'arthrose radiologique au compartiment fémorotibial externe (n)	-	55 (18)
Pourcentage de cas ayant des signes d'arthrose radiologique au compartiment fémoropatellaire (n)	-	67 (22)
Pourcentage de cas ayant des signes d'arthrose radiologique bilatéraux, soit aux deux genoux (n)	-	81 (26)
Pourcentage de cas présentant des signes d'inflammation locale lors de l'examen clinique (chaleur, rougeur et épanchement)	-	15 (5)
Pourcentage de cas présentant une instabilité articulaire lors de l'examen clinique		
- Instabilité en antéropostérieure (AP)	-	9 (3)
- Instabilité en médio-latérale (ML)	-	64 (21)

Note : Les valeurs moyennes sont présentées ± l'écartype et les pourcentages de cas sont présentés avec le nombre de cas en absolu entre parenthèses.

## 4.2. Plan du projet

Ce projet de thèse comprend six sessions d'évaluation clinique (trois en physiothérapie et trois en physiothérapie), une session de familiarisation à l'évaluation biomécanique, trois sessions d'évaluation biomécanique et un programme de rééducation (ou un traitement) en physiothérapie. Le plan expérimental est schématisé à la figure 4.2. L'implication pour chacun des groupes est aussi précisée sur cette figure. La première étape était l'inclusion au projet, qui comprenait une première évaluation en physiothérapie, la lecture et la signature du formulaire de consentement et la période de familiarisation à

l'évaluation biomécanique. La deuxième étape, débutant deux à quatre jours plus tard, comprenait deux évaluations biomécaniques en prétraitement, espacées d'un intervalle de six à huit jours. La troisième étape s'amorçait au début de la rééducation en physiothérapie qui commençait une à deux semaines après la fin des évaluations biomécaniques en prétraitement. La rééducation en physiothérapie s'étalait sur une période de 12 semaines. Lors des deux premières rencontres, la physiothérapeute effectuait deux évaluations cliniques en prétraitement et l'évaluation en post traitement se déroulait lors de la dernière rencontre. De plus, une rencontre de suivi en physiatrie avait lieu à la mi traitement (autour de la 7<sup>ième</sup> semaine en physiothérapie) afin de prendre connaissance de la progression du patient, de sa satisfaction et mieux ajuster le programme de rééducation, au besoin. La quatrième étape consistait en une évaluation biomécanique ainsi qu'une évaluation clinique en physiatrie se déroulant une à deux semaines après la fin de la rééducation en physiothérapie. Chacune des ces composantes est détaillée dans les sous-sections qui suivent.

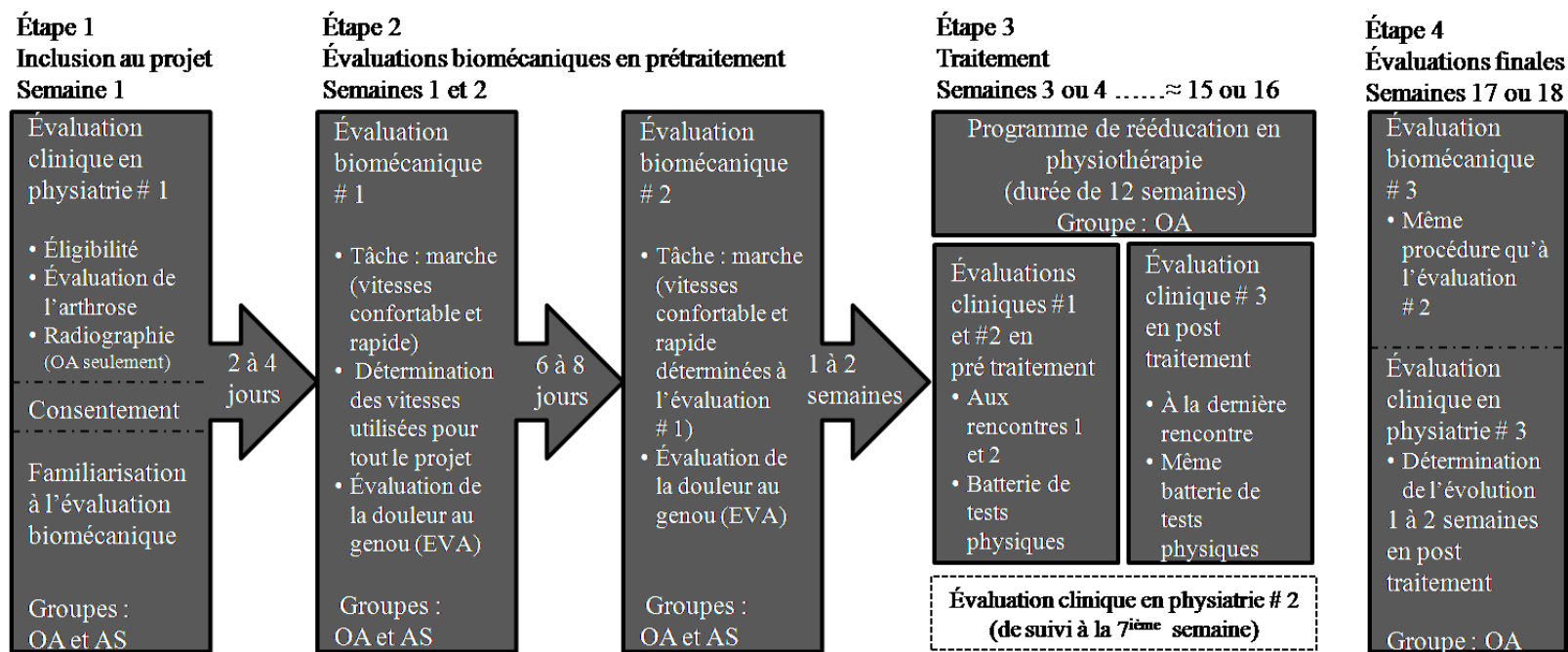


Figure 4.2. Schéma du plan du projet incluant toutes ses composantes : évaluations cliniques en physiatrie et en physiothérapie, traitement ou programme de rééducation en physiothérapie, familiarisation à l'évaluation biomécanique et évaluations biomécaniques. L'implication de chaque groupe est indiquée à chacune des étapes.

### **4.3. Aspects cliniques**

#### ***4.3.1. Évaluations en physiothérapie***

La première évaluation en physiothérapie avait pour buts de vérifier l'éligibilité des personnes retenues suite à l'entretien téléphonique (asymptomatiques et symptomatiques) et de dresser un bilan clinique chez les cas symptomatiques. Cette évaluation consistait donc à s'assurer qu'il n'y avait pas de signe clinique d'arthrose chez les personnes asymptomatiques ou à confirmer la présence de gonarthrose clinique et radiologique, selon les critères de l'ACR listés au tableau 3.2, chez les personnes souffrant de douleur au(x) genou(x). Au cours de cette évaluation, tous les autres critères d'éligibilité au projet étaient aussi vérifiés (tableau 4.1). De plus, chez les personnes symptomatiques, un bilan clinique de l'état de leur(s) genou(x) arthrosique(s) était dressé et deux questionnaires étaient administrés.

Le bilan clinique consistait à l'administration d'un examen de routine en physiothérapie pour les cas de gonarthrose. Cet examen évaluait la présence de rougeur, de chaleur, d'épanchement, de crépitements, de douleur à la palpation de divers sites péri-articulaires, d'instabilité articulaire en antéropostérieur ainsi qu'en adduction/abduction et la présence d'un désalignement prononcé en varus/valgus au(x) genou(x). Les résultats de ce bilan clinique étaient transcrits sur une fiche clinique que l'on retrouve à l'annexe 4. Les deux questionnaires administrés étaient le WOMAC (McConnell et coll., 2001), évaluant la douleur, la raideur et la fonction motrice au quotidien, et une EVA, version écrite sur 100 mm, évaluant l'intensité moyenne de la douleur au(x) genou(x) à la marche au cours de la semaine précédant l'évaluation (Piperno, 2000). Ces deux questionnaires sont brièvement décrits dans le tableau 4.3 et leur utilité dans le cadre du projet est détaillée.

Ce même bilan clinique en physiothérapie était répété à titre de suivi à deux autres moments : à la mi-traitement en physiothérapie ainsi que lors de l'évaluation finale, une à deux semaines après la fin du traitement. L'administration des deux questionnaires était répétée seulement lors de l'évaluation finale en physiothérapie dans le but de pouvoir

éventuellement évaluer l'évolution entre les phases de prétraitement et de post traitement.

#### ***4.3.2. Traitement et évaluation en physiothérapie***

Le traitement, un programme de rééducation en physiothérapie, a été élaboré et administré par une physiothérapeute expérimentée pour les cas de pathologies du genou. Il comptait 24 séances de rééducation administrées individuellement à une fréquence de deux fois par semaine. Chacune des séances durait approximativement une heure. Les modalités du traitement étaient semblables d'une personne à l'autre tout en étant adaptées selon les besoins individuels. Ces modalités suivent les principales recommandations que l'on retrouve dans la littérature récente sur le sujet (Baker, 2000; Baker et McAlindon, 2000; Fitzgerald et Oatis, 2004; O'Grady et coll., 2000). Les diverses méthodes thérapeutiques utilisées par la physiothérapeute sont présentées sous forme de tableau, que vous pouvez consulter à l'annexe 5. Ces dernières se résument en cinq catégories :

- les thérapies manuelles (mobilisation de la patella, étirements, massage des tissus mous environnant les genoux) ;
- les exercices d'équilibre et de proprioception (équilibre debout, les pieds en position tandem, équilibre debout sur planche proprioceptive, équilibre assis sur ballon) ;
- les exercices de force musculaire (contraction isométrique du quadriceps, demi-squat) ;
- les exercices en aérobie (marche sur tapis roulant, bicyclette stationnaire) ;
- les autres types de méthodes (glace, ultrason, ruban proprioceptif fémoropatellaire).

Les évaluations en physiothérapie avaient pour buts (1) de comparer les mesures biomécaniques (de cinématique angulaire, de désalignement en varus/valgus et d'estimation des contraintes articulaires) à des mesures cliniques couramment évaluées pour connaître les capacités physiques et fonctionnelles des patients (validité

conceptuelle) et, éventuellement, (2) de comparer, entre les phases de prétraitement et de post traitement, l'évolution de ces deux types (biomécanique et clinique) de mesures. Les évaluations cliniques en physiothérapie consistaient à une batterie de tests physiques administrée selon un protocole standardisé par la physiothérapeute et cela, à trois reprises : lors des deux premières séances du traitement ainsi que lors de la dernière séance. Les deux évaluations en pré traitement se déroulaient à l'intérieur d'un intervalle de deux à huit jours. Par la comparaison de ces deux évaluations en pré traitement entre elles, il sera possible, dans le cadre d'une étude future, d'estimer la fidélité de ces mesures cliniques ainsi que leur valeur de différence minimale requise (DM) servant à connaître le degré de changement nécessaire pour qu'une variation dans les mesures post traitement soit considérée significative. Le tableau 4.3 présente, entre autres, cette batterie de tests physiques. Le protocole d'évaluation de chacun des tests est détaillé à l'annexe 6.

Tableau 4.3. Sommaire des mesures cliniques

Mesures cliniques	Description	Utilité
<b>Questionnaires administrés en physiothérapie</b>		
<b>EVA de la douleur à la marche</b>	L'échelle visuelle analogique est couramment utilisée pour évaluer l'intensité de la douleur. Cette échelle est continue et permet une cotation fine du niveau de douleur sur une échelle graduée de 0 à 100 mm (Piperno, 2000; Streiner et Norman, 1995).	Éligibilité au projet
<b>WOMAC</b>	Le WOMAC est un auto-questionnaire multifonctionnel évaluant la douleur, la raideur et la fonction motrice (McConnell et coll., 2001).	Validité conceptuelle
<b>Batterie de tests physiques administrée en physiothérapie</b>		
<b>Test de force musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers</b>	À l'aide d'un dynamomètre manuel, mesure de la force maximale du quadriceps et des ischio-jambiers alors que le patient est assis, selon un angle de flexion de 90° au niveau des genoux (Desrosiers et coll., 1998)	Validité conceptuelle
<b>Test de montée et de descente d'un escalier</b>	Mesure du temps de la montée et de la descente d'un escalier de quatre marches alors que le participant tente de compléter la tâche le plus rapidement possible (Lin et coll., 2001).	Validité conceptuelle
<b>Test d'amplitude de mouvement au genou en flexion / extension</b>	À l'aide d'un goniomètre, mesure de l'amplitude de flexion et d'extension au genou alors que le participant est couché sur le dos (Lin et coll., 2001; Parent et Moffet, 2003).	Validité conceptuelle
<b>Test de marche</b>	Mesure du temps nécessaire pour parcourir une distance de 8 mètres à une vitesse de marche confortable (McCarthy et Oldham, 2004).	Validité conceptuelle

## 4.4. Aspects biomécaniques

### 4.4.1. Session de familiarisation aux évaluations

Deux à quatre jours avant la première session d'évaluation biomécanique, une courte période de familiarisation à la procédure d'évaluation était allouée à chacun des participants. Cette période consistait à faire marcher le participant sur tapis roulant pour une durée de 15 minutes, durée subdivisée de la façon suivante : cinq minutes de marche sans le port du système de mesure (l'exosquelette), suivies d'une dizaine de minutes supplémentaires avec le port de ce dernier. Cette procédure a été mise en place dans le but de s'assurer que le port du système de mesure à la marche convenait aux participants (stabilité du système et tolérance) avant même de débiter les évaluations. Comme

second objectif, nous permettions aux participants de s'habituer à la marche sur tapis roulant afin de minimiser les effets d'apprentissage entre les deux sessions d'évaluation en prétraitement. Le temps de familiarisation alloué aux participants a été déterminé sur la base de résultats obtenus dans des travaux de recherche antérieurs (Matsas et coll., 2000; Wass et coll., 2005). La durée totale de cette session de familiarisation était de 30 minutes.

#### ***4.4.2. Sessions d'évaluation biomécanique***

L'évaluation biomécanique était réalisée selon un protocole standardisé et semblable d'une session d'évaluation à l'autre. De plus, chaque participant était évalué à la même période de la journée, d'une session à l'autre, afin de minimiser l'intrusion de variations intersessions dans les mesures, qui pourraient être dues à des fluctuations circadiennes de l'état des patients. La durée totale de chacune des sessions d'évaluation était en moyenne une d'heure et quarante-cinq minutes. Les étapes du protocole d'évaluation et d'analyse des données sont présentées ci-après dans les quatre sous-sections qui suivent : (1) préparation des participants, (2) tâche expérimentale, collecte des données et instrumentation, (3) méthode de définition d'un système de coordonnées au genou, (4) traitement et analyse des données.

##### ***4.4.2.1. Préparation des participants***

Les participants étaient vêtus d'une culotte courte et d'un chandail à manches courtes. Le port de chaussures était standardisé afin d'éviter que ces dernières soient une source de variabilité du patron de marche entre les participants et entre les sessions d'évaluation. À cet effet, une paire de chaussures ajourées et neutres<sup>42</sup> (marque Portofino) était fournie aux participants par le laboratoire pour les fins de l'évaluation. Ceux qui portaient des semelles orthopédiques sur une base régulière étaient invités à remplacer les semelles neutres des chaussures ajourées par leurs semelles correctrices, et cela pour toutes les séances d'évaluation. Les participants étaient aussi mesurés et pesés au début de la séance à des fins de calculs biomécaniques.

---

<sup>42</sup> Les semelles étaient planes et n'induisaient donc aucune correction à l'alignement ou à la géométrie naturelle.



L'exosquelette était disposé autour du genou diagnostiqué arthrosique. Dans le cas des patients présentant une atteinte bilatérale, le genou choisi pour les fins d'évaluation était celui le plus sévèrement atteint au niveau du compartiment fémorotibial interne, selon l'échelle de gradation de Kellgren et Lawrence (1957), ou celui le plus douloureux en cas d'égalité d'atteinte radiologique. Chez les personnes asymptomatiques, le membre inférieur évalué était alterné d'un participant à l'autre. Les caractéristiques de l'exosquelette sont décrites en détail dans les travaux de Ganjikia et coll. (2000). Brièvement, ce système de fixation de marqueurs de surface est composé d'une partie fémorale et d'une partie tibiale, séparées l'une de l'autre. La partie fémorale comprend un harnais relié à une barre longitudinale en polycarbonate placée dans la loge médiale de la cuisse qui y est retenue par une bande en Velcro. Le harnais est muni de trois points de contact ajustables et géométriquement conçus pour demeurer stable sur les condyles fémoraux. Spécifiquement en termes d'anatomie, ces trois points de contact sont, au niveau de la loge médiale de la cuisse, (1) la portion supéro-postérieure de l'épicondyle interne du fémur (la portion supérieure du tubercule de l'adducteur) ainsi que (2) la portion postéro-inférieure du même épicondyle entre le tendon du muscle grand adducteur et celui du muscle sartorius et, au niveau de la loge latérale, (3) la portion supéro-postérieure de l'épicondyle externe du fémur, entre le tractus ilio-tibial et le tendon du muscle biceps fémoral (Sati et coll., 1996a). La partie tibiale de l'exosquelette est essentiellement une barre longitudinale en polycarbonate conçue pour être stable sur la face antéro-médiale du tibia grâce à deux bandes de Velcro, dont l'une proximale passait sous le plateau tibial et l'autre distale était située juste au dessus de l'articulation de la cheville (articulation talo-crurale).

Des marqueurs de surface étaient positionnés sur les participants selon un modèle défini, juxtaposant des marqueurs unitaires collés directement sur la peau (marqueurs anatomiques) et des ensembles de quatre marqueurs vissés sur des corps rigides (marqueurs de mouvement). Ces corps rigides étaient à leur tour reliés aux divers segments corporels (bassin, cuisse, jambe, pied) de façon quasi rigide grâce à l'utilisation de l'exosquelette, d'une ceinture sacrale et d'un appui épousant le dessus du

ped, sur un des os tarsiens, le naviculaire. Les marqueurs unitaires servaient essentiellement à localiser le centre articulaire de la cheville du membre inférieur évalué ainsi qu'à définir la longueur des pieds. Les ensembles de quatre marqueurs quasi rigidement reliés aux segments corporels servaient au suivi du positionnement en 3D de ces derniers durant la marche. La disposition des marqueurs sur les participants est présentée au tableau 4.4 et illustrée à la figure 4.3.

Tableau 4.4. Modèle de disposition des marqueurs de surface

Sites bilatéraux	Sites unilatéraux	
	Membre inférieur évalué	Membre inférieur opposé
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Centre de chaque talon (calcaneus)</li> <li>- Phalange distale des 2<sup>èmes</sup> métatarsiens</li> <li>- Centre de chacune des malléoles externes</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Centre malléole interne</li> <li>- Corps rigides de quatre marqueurs :               <ul style="list-style-type: none"> <li>- Naviculaire (pied)</li> <li>- Portions fémorale et tibiale de l'exosquelette</li> </ul> </li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Interligne fémoro-tibiale latérale et centré dans le plan sagittal</li> <li>- Grand trochanter</li> </ul> <p>*** Ces marqueurs servaient au contrôle de qualité uniquement</p>
	<p>Au niveau du bassin</p> <p>Un corps rigide, composé de quatre marqueurs, disposé sur le sacrum (centré sur la portion supérieure du sacrum entre les deux épines iliaques postéro-supérieures)</p>	

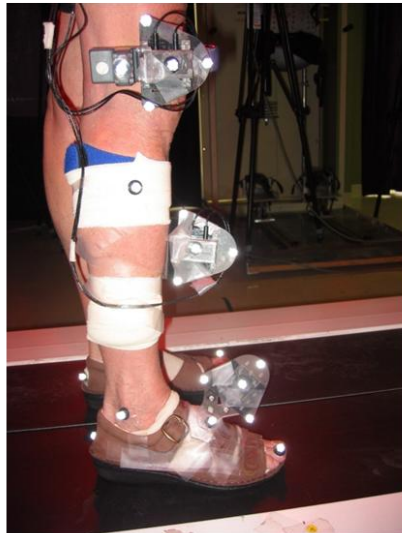


Photo montrant un exemple du positionnement des marqueurs de mouvement au niveau du membre inférieur évalué



Photo de la portion fémorale de l'exosquelette



Photo d'un corps rigide composé de quatre marqueurs de mouvement et disposé aux niveaux fémoral et tibial

Figure 4.3. Photos montrant la disposition des marqueurs sur un participant, l'exosquelette et un corps rigide composé de marqueurs de mouvement

#### 4.4.2.2. Tâche expérimentale, collecte des données et instrumentation

L'évaluation des participants avait lieu à la marche sur tapis roulant selon deux contextes présentés dans l'ordre suivant : (1) sans le port de l'exosquelette (avant la disposition des marqueurs de mouvement aux niveaux fémoral et tibial) et (2) avec le port de l'exosquelette. Pour chacun de ces contextes, deux vitesses étaient évaluées : une vitesse confortable autodéterminée et l'autre plus rapide (120% de cette vitesse confortable). L'ordre de présentation de ces conditions de vitesse était altéré de façon aléatoire entre les participants, mais le même d'une session d'évaluation à l'autre pour le même participant. Avant de débiter la collecte des données pour chacune de ces quatre conditions de marche, une période de familiarisation de deux à trois minutes était allouée au participant.

Deux collectes de données successives, chacune d'une durée de 25 s, étaient effectuées pour chaque condition de marche. La fréquence d'acquisition était de 120Hz. Les données brutes collectées étaient les forces et les moments de réaction, évalués bilatéralement et en 3D, qui sont les forces et les moments de même grandeur mais de direction opposée à ceux produits par les participants sur le tapis roulant, ainsi que les positions instantanées en 3D des marqueurs de mouvement disposés sur les participants.

Les forces et les moments de réaction (données de cinétique) étaient mesurés grâce à l'utilisation d'un tapis roulant (ADAL 3D, France), instrumenté de deux plateformes de force indépendantes (de marque Kistler). Les positions instantanées en 3D des marqueurs de mouvement (données de cinématique) étaient enregistrées par un système optoélectronique composé de six caméras (VICON 460, Oxford Metrics).

En plus des collectes des données de nature biomécanique, une EVA était utilisée au cours de la session d'évaluation biomécanique pour quantifier le niveau de douleur au genou. Cette échelle était utilisée à deux instants précis et sous deux conditions d'évaluation : (1) sans le port de l'exosquelette (au début de la session suite à une courte période de marche sur le tapis) et (2) lors du port de l'exosquelette (suite à une courte période de marche sur le tapis après son installation). Cette évaluation servait à vérifier le niveau de douleur au genou induite par le port de ce système.

#### 4.4.2.3. Méthode de définition d'un système de coordonnées au genou

La méthode FP, développée par Hagemeister et coll. (2005), était utilisée pour définir un système de coordonnées au genou. Ce système de coordonnées servait à exprimer, en termes de mouvements articulaires et en fonction de repères anatomiques, les déplacements lors de la marche des deux ensembles de quatre marqueurs aux niveaux fémoral et tibial du membre inférieur évalué. Cette procédure était effectuée lors de collectes de données indépendantes des exercices de marche. La première étape servait à définir un système de référence local et anatomique (RLA) aux niveaux du fémur et du tibia, tel que le proposent Cappozzo et coll. (1995) ainsi que Wu et Cavanagh (1995). Pour être en mesure de connaître le positionnement de ces deux systèmes de référence dans l'espace laboratoire, chacun était exprimé en fonction d'un système de référence local et externe (RLE) formé par chacun des deux ensembles de quatre marqueurs fixés aux niveaux fémoral et tibial. Les systèmes RLA étaient donc considérés solidaires des systèmes RLE, qui étaient à leur tour définis dans le système de référence global du laboratoire. La deuxième étape de la méthode FP consistait à définir un système de coordonnées articulaire au niveau du genou afin d'interpréter cliniquement les mouvements autour de cette articulation. Ce système de coordonnées articulaire résultait de la combinaison de chacun des systèmes RLA aux niveaux fémoral et tibial.

Hagemeister et coll. (2005) présentent de façon détaillée la procédure appliquée pour définir chacun des RLA aux niveaux fémoral et tibial. Cette procédure n'est abordée ici que sommairement. Elle comprend une étape de (1) détermination des centres articulaires et une étape de (2) définition des systèmes RLA à partir d'une tâche posturale standardisée.

- (1) Détermination des centres articulaires : Trois centres articulaires, soit ceux de la cheville, du genou et de la hanche du côté du membre inférieur évalué, étaient définis. Le centre de la cheville correspondait au point milieu entre le centre des malléoles interne et externe, identifiées par des marqueurs de surface anatomiques. Il était exprimé en fonction du système RLE tibial.

Le centre du genou correspondait à la projection du point milieu entre les épicondyles fémoraux interne et externe (définis à l'aide d'un pointeur) sur l'axe moyen au genou évalué lors de l'exécution de mouvements de flexion/extension. Ces mouvements de flexion/extension étaient effectués selon une amplitude de moins de 60 degrés, en position debout avec la jambe et le pied en oscillation (le membre inférieur était en chaîne cinétique ouverte). Les mouvements de la cuisse et de la jambe étaient suivis grâce aux deux ensembles de quatre marqueurs de mouvement disposés aux niveaux fémoral et tibial. Le centre articulaire du genou était exprimé en fonction du système RLE fémoral.

Le centre articulaire de la hanche était défini à l'aide de mouvements de circumduction de la cuisse par rapport au bassin, en utilisant la méthode de calcul de Siston et Delp (2006). Les mouvements de circumduction étaient effectués à partir d'une position debout avec le membre inférieur en chaîne cinétique ouverte. La cuisse et le bassin étaient identifiés grâce aux deux ensembles de quatre marqueurs aux niveaux fémoral et sacral. Le centre articulaire de la hanche était exprimé en fonction du système RLE fémoral.

(2) Définition des systèmes RLA :

Trois axes orthogonaux (avec une composante longitudinale [Z], médio-latérale [X] et antéropostérieure [Y]) étaient formés aux niveaux fémoral (f) et tibial (t) (voir la figure 4.4 ci bas). Ces axes passaient par les centres articulaires et étaient définis lors de mouvements de flexion/extension de faible amplitude au niveau du genou (autour de zéro degré) qui étaient effectués dans une posture debout standardisée. Le système d'axes était défini à un angle tout près de zéro degré de flexion pour lequel les axes en Z du fémur et du tibia étaient alignés le mieux possible dans le plan sagittal du membre inférieur. La rotation tibiale était considérée neutre à cet angle, tout près de zéro degré de flexion.

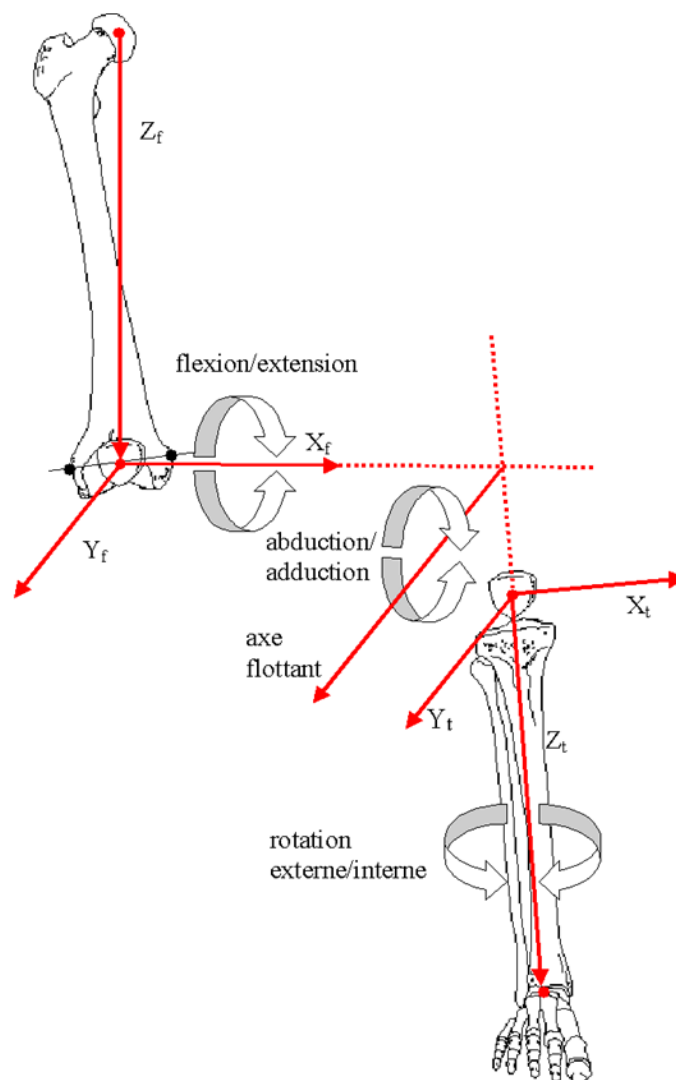


Figure 4.4. Illustration des deux RLA orthogonaux au niveau fémoral (f) et tibial (t), où Z représente l'axe longitudinal, X médio-latéral et Y antéropostérieur, pour chacun des référentiels.

Les trois mouvements angulaires autour du genou ainsi que leur axe de rotation y sont aussi indiqués. Cette illustration a été adaptée selon la convention de Grood et Suntay (1983).

Cette procédure de définition d'un système de coordonnées au genou permettait également d'évaluer le désalignement fonctionnel au genou en varus/valgus. Ce désalignement était évalué lors de la posture debout standardisée à l'angle de flexion tout près de zéro degré utilisé pour construire les deux systèmes RLA fémoral et tibial. Le désalignement fonctionnel au genou en varus/valgus correspond à l'angle entre la projection dans le plan frontal de l'axe  $Z_f$  (passant par le centre du genou et celui de la hanche) et l'axe  $Z_t$  (passant par le centre articulaire du genou et de la cheville). La figure 4.5 illustre ces deux axes longitudinaux servant au calcul de ce désalignement.

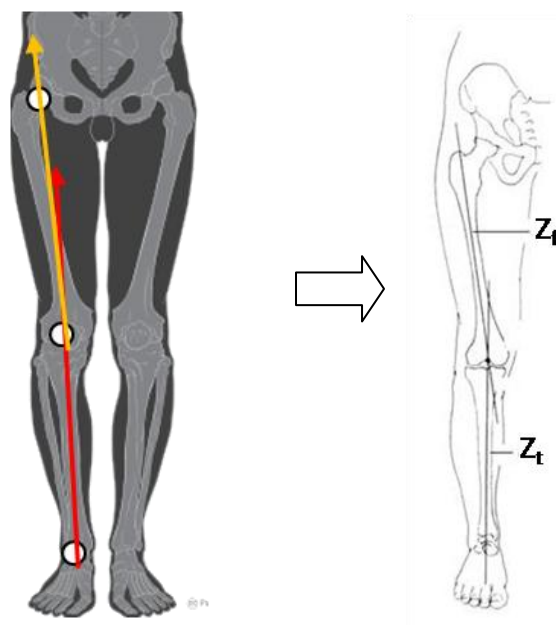


Figure 4.5. Illustrations dans le plan frontal des axes longitudinaux de la cuisse ( $Z_f$ ) et de la jambe ( $Z_t$ ) servant à calculer le désalignement fonctionnel autour du genou en varus/valgus. Le calcul de ce désalignement correspond à l'angle formé, dans le plan frontal, entre  $Z_f$  et  $Z_t$ , alors que la personne adopte la posture debout standardisée. Selon notre convention, un angle positif correspond à une angulation en varus (ou adduction) et un angle négatif, à une angulation en valgus (ou abduction). L'illustration de droite a été tirée du site internet suivant : <http://www.sogo-bujutsu.com/image013.jpg>.

#### 4.4.2.4. Traitement et analyse des données

Le traitement des données de cinétique et de cinématique collectées durant l'exercice de marche se subdivise en cinq étapes, que voici.

- (1) Filtrage des données : les données brutes de cinétique (forces et moments de réaction du tapis) étaient lissées à l'aide d'un filtre de type Butterworth d'ordre deux et selon une fréquence de coupure passe bas de 30 Hz (si la grandeur de ces forces était directement analysée, comme dans le cas de l'étude 1) ou de 15 Hz (si la cinétique était intégrée comme mesure de base pour l'estimation des contraintes articulaires via un modèle de dynamique inverse, comme dans le cas des analyses faites dans la section de résultats complémentaires). Les positions instantanées en 3D des marqueurs de mouvement ont été filtrées à l'aide de la méthode *Automatic singular spectrum analysis* (SSA) avec une fenêtre de longueur 10 (Aissaoui et coll., 2006).
- (2) Découpage temporel des données en fonction des cycles de marche : la délimitation temporelle entre les cycles de marche pour chaque membre inférieur a été effectuée en utilisant la composante verticale des forces de réaction du tapis. Un seuil de 2% du poids du corps a été utilisé pour déterminer les occurrences du début et de la fin de la phase de support à la marche pour chacun des membres inférieurs (l'instant du contact de chacun des pieds avec le tapis et l'instant où chaque pied quitte le tapis pour amorcer sa phase d'envol). La figure 4.6 illustre les principales phases et sous-phases d'un cycle de marche.



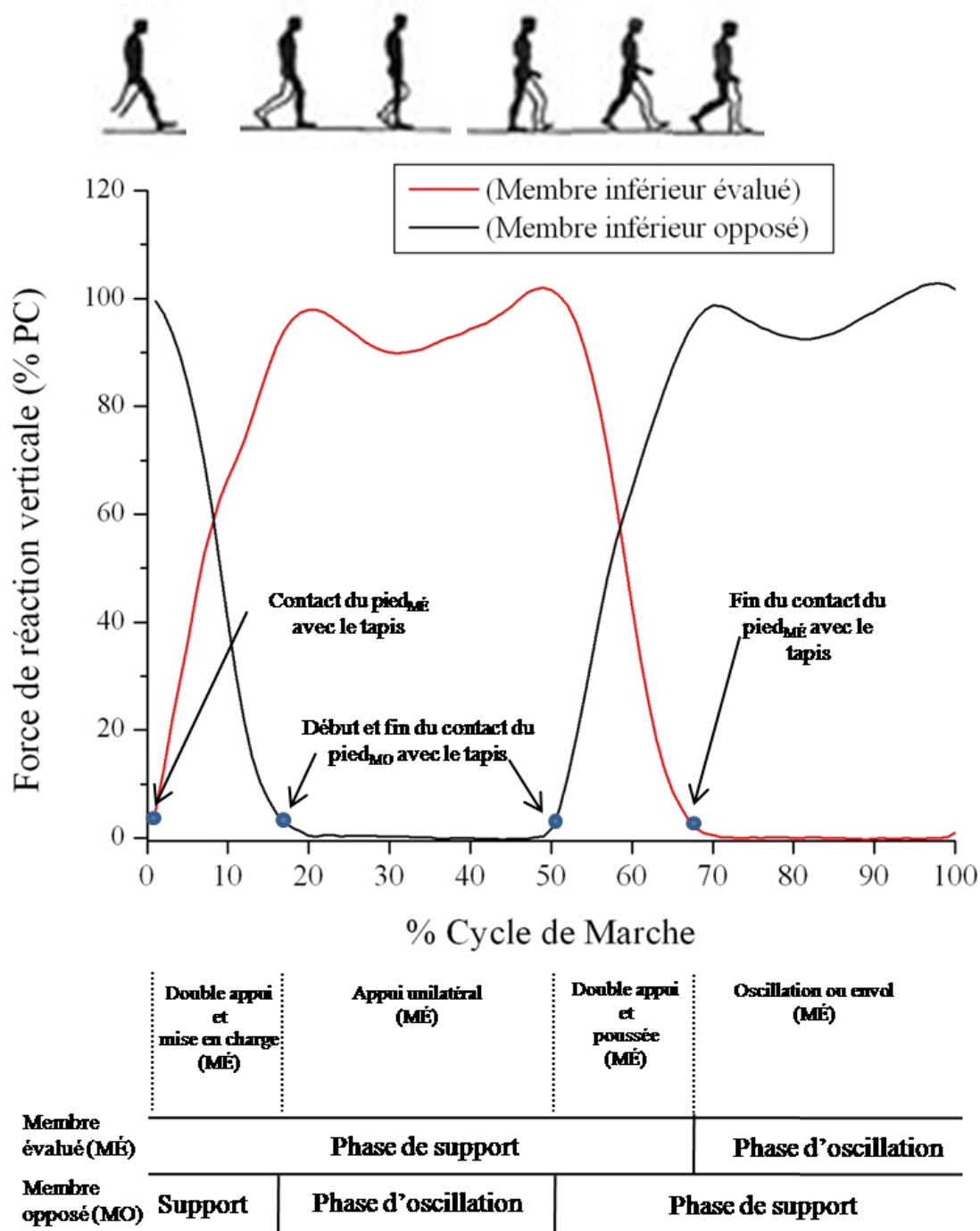


Figure 4.6. Schéma représentatif du patron de la force de réaction verticale du tapis pour le membre évalué (MÉ) et celui opposé (MO), exprimée en pourcentage du poids corporel [%PC]), en fonction du pourcentage du cycle de marche du membre évalué.

(3) Patrons biomécaniques : à partir des données brutes de la cinétique et de la cinématique en 3D, divers patrons biomécaniques ont été calculés et exprimés de 0 à 100% d'un cycle de marche. On compte :

- trois patrons de force de réaction du tapis pour chaque membre inférieur (composantes verticale, antéropostérieure et médio-latérale).
- trois patrons de cinématique angulaire en 3D autour du genou du membre inférieur évalué (patron de flexion/extension, d'adduction/abduction, de rotations tibiales interne/externe). Ces patrons découlaient d'une interprétation des mouvements relatifs entre la cuisse et la jambe selon un système de coordonnées articulaire basé sur la convention proposée par Grood et Suntay (1983) utilisant les angles de Cardan. Les flexion/extension au genou étaient définies comme étant les mouvements angulaires se déroulant dans le plan sagittal autour de l'axe médio-latéral du fémur. Les rotations tibiales interne/externe représentaient les mouvements angulaires se déroulant dans le plan transverse autour de l'axe longitudinal du tibia. Les adduction/abduction résultaient des mouvements angulaires se déroulant dans le plan frontal autour de l'axe flottant perpendiculaire à l'axe médio-latéral du fémur et à l'axe longitudinal du tibia (voir la figure 4.4). Les mouvements au niveau de ces systèmes RLA fémoral et tibial étaient obtenus à partir des mouvements enregistrés au niveau des systèmes RLE fémoral et tibial, auxquels une matrice de transformation 4x4 était appliquée pour effectuer le changement de référentiel.
- un patron estimant les moments articulaires externes au genou du membre inférieur évalué (patron des moments adducteur/abducteur externes). Ces moments articulaires étaient estimés grâce à l'utilisation d'un modèle de dynamique inverse générique et en 3D qui a été développé par Dumas et coll. (2004). Ce modèle incorpore diverses données pour effectuer ses estimations :

- a. les forces de réaction du tapis en 3D du membre inférieur évalué ;
  - b. la localisation du point d'application du vecteur résultant des forces de réaction entre le pied et le tapis (centre de pression) ;
  - c. les données de cinématique en 3D du pied, de la jambe et de la cuisse du membre inférieur évalué (les vitesses et accélérations ont été obtenues à partir des dérivées première et seconde des déplacements linéaires et angulaires en 3D de ces segments) ;
  - d. les paramètres segmentaires inertiels du pied, de la jambe et de la cuisse (la masse et la position du centre de masse segmentaire ainsi que les moments d'inertie en 3D) à partir des modèles de régression de Zatsiorsky-Seluyanov réajustés par de Leva (1996).
- (4) Sélection des cycles analysés et conservés : les cycles de marche devaient être triés afin d'éliminer ceux présentant des patrons aberrants. Un total de 10 (étude 1) ou 15 (études 2 et 3) cycles étaient sélectionnés pour les fins d'analyse ultérieure. Le choix des cycles a été fait selon la recommandation de Duhamel et coll. (2004), c'est-à-dire de conserver la combinaison de cycles démontrant la meilleure reproductibilité inter cycles. Le type de patrons biomécaniques (de cinétique, de cinématique ou de dynamique) choisi à cette fin de sélection était déterminé en fonction de ceux qui étaient d'intérêt dans l'étude<sup>43</sup>. Une fois que la sélection des cycles était effectuée, l'ensemble des paramètres biomécaniques évalués à l'intérieur d'une étude étaient calculés à partir de cette même sélection. La sélection des cycles était effectuée selon une procédure en deux étapes que nous avons développée : une première étape automatisée et une seconde étape de validation manuelle. Pour la première étape automatisée, une fonction de calculs sélectionnait la combinaison de cycles résultant en la plus petite valeur moyenne du calcul de l'erreur quadratique moyenne (EQM) entre chaque cycle et la

---

<sup>43</sup> Dans le cas de la première étude, portant sur les effets du port de l'exosquelette sur la marche, ce sont les trois patrons de force de réaction du tapis qui étaient utilisés pour effectuer la sélection. Pour les deuxième et troisième études, portant sur la validation des paramètres issus de la cinématique angulaire autour du genou, ce sont les patrons de flexion, d'adduction/abduction et de rotations tibiales interne/externe qui ont été utilisés pour déterminer les cycles conservés.

moyenne de l'ensemble des cycles. La deuxième étape consistait à vérifier la sélection effectuée automatiquement. Cette dernière était acceptée ou révisée dans le cas où elle n'était pas adéquate. Une sélection jugée non adéquate se caractérisait par la présence de cycles conservés se situant à plus de deux écarts-types du patron moyen. Le cas échéant, ces cycles étaient retirés un à un et remplacés par un cycle résultant en une EQM plus faible. Le coefficient de reproductibilité de Kadaba et coll. (1989), calculé pour chacun des patrons analysés, était aussi présenté à l'évaluateur pour mieux juger la sélection avec objectivité.

- (5) Détermination des paramètres biomécaniques : L'ensemble des paramètres biomécaniques calculés et développés dans le cadre de ce projet ont été définis sur chacun des cycles conservés. Ensuite, une moyenne était calculée sur les 10 cycles (étude 1) ou 15 cycles (études 2 et 3) pour les fins des analyses statistiques. Ces paramètres biomécaniques seront présentés et définis dans chacune des études. De façon globale, le projet comprend l'évaluation à la marche de :

- 13 paramètres spatio-temporels (évaluation bilatérale),
- 42 paramètres issus des patrons de force de réaction du tapis (évaluation bilatérale),
- 22 paramètres issus des patrons de cinématique angulaire autour du genou du membre inférieur évalué,
- 2 paramètres issus du patron de moment articulaire externe en adduction/abduction autour du genou du membre inférieur évalué.

## 4.5. Sommaire des analyses et statistiques effectuées à travers le projet

Ce projet comprend beaucoup de mesures et d'étapes d'analyse. Pour faciliter la compréhension des analyses qui vont être faites dans chacune des études, le tableau 4.5 présente de façon synthétisée les divers paramètres ainsi que les multiples analyses, qui seront expliqués plus en détail ultérieurement.

Tableau 4.5. Sommaire des paramètres et des analyses pour chacune des études

Études et buts	Variables étudiés	Analyses statistiques
<b>Étude # 1</b> <b>Faisabilité de la méthode</b>	- EVA sur l'intensité de la douleur au genou avec et sans le port de l'exosquelette	ANOVA
	- Paramètres spatio-temporels à la marche - Patrons en 3D des forces de réaction du tapis à la marche	MANOVA
<b>Étude # 2 et résultats complémentaires</b>	<b>Validité discriminante (étude 2)</b> - Paramètres issus de la cinématique angulaire en 3D autour de genou du membre inférieur évalué - Paramètres spatio-temporels à la marche	ANOVA par contraste Analyse de variation monotone ( $\tilde{E}^2$ )
<b>Validité conceptuelle des mesures de cinématique angulaire</b>	<b>Validité convergente et divergente (résultats complémentaires)</b> - Paramètres issus de la cinématique angulaire dans le plan frontal du genou du membre inférieur évalué - Paramètres issus du moment articulaire externe en adduction/abduction - Désalignement fonctionnel en varus/valgus - Mesures cliniques présentées au tableau 4.3	Matrice de corrélations Tests de Dunnett
<b>Étude # 3</b> <b>Fidélité test-retest des mesures de cinématique angulaire</b>	<b>Fidélité test-retest</b> - Paramètres pertinents issus de la cinématique angulaire en 3D autour du genou évalué (résultats étude 2)	CCI, $S_E$ , DM

Abréviations : ANOVA = analyse de variance, MANOVA = analyse de variance à plusieurs variables, CCI = coefficient de corrélation intra classe,  $S_E$  = erreur-type de mesure et DM = différence minimale requise

## **CHAPITRE 5. PREMIÈRE ÉTUDE - FAISABILITÉ DE LA MÉTHODE D'ÉVALUATION**

Ce chapitre présente la première étude de cette thèse, qui porte sur la faisabilité de la méthode d'évaluation biomécanique. Cette étude est en voie d'être soumise au journal intitulé *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*.

### **5.1. Objectifs de l'étude**

#### **5.1.1. Objectif général**

L'objectif général de cette étude est de déterminer les effets du port de l'exosquelette sur le niveau de douleur au genou et sur le patron de marche de patients gonarthrosiques. Les effets du port de ce système de mesure sur le patron de marche ont été évalués grâce à l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche ainsi que de paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis roulant.

#### **5.1.2. Objectifs spécifiques**

Cette étude évalue la stabilité inter-sessions des effets du port de l'exosquelette au cours du suivi entre les phases de prétraitement et de post traitement :

- Le premier objectif spécifique est de comparer les effets du port de l'exosquelette entre les deux sessions d'évaluation ayant lieu en prétraitement, dans le but de vérifier si ces effets sont semblables entre deux évaluations pour lesquelles la condition clinique des patients est considérée stable.
- Le second objectif spécifique est de comparer les effets du port de l'exosquelette entre les sessions en prétraitement et post traitement de façon à vérifier si ces effets peuvent être modifiés ou être en interaction avec un changement clinique induit par la rééducation en physiothérapie.

## 5.2. Aspects méthodologiques

### 5.2.1. *Participants*

Cette étude comprend un total de 21 patients gonarthrosiques. Ce groupe de patients est constitué de 16 femmes et 5 hommes. L'âge moyen est de  $63 \pm 8$  ans, le poids moyen est de  $81,1 \pm 15,7$  kg et la grandeur moyenne est de  $160,0 \pm 9,3$  cm. Les critères d'inclusion à l'étude ont déjà été présentés dans le chapitre précédent (voir dans le tableau 4.1).

### 5.2.2. *Variables étudiées*

Les variables étudiées sont :

- l'intensité de la douleur au genou<sup>44</sup> dans une condition avec et une condition sans le port de l'exosquelette ;
- des paramètres spatio-temporels de la marche et des paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis, qui sont présentés au tableau 5.1 ainsi qu'à la figure 5.1. La définition et la méthode de calcul de chacun des paramètres spatio-temporels sont présentées à l'annexe 7. La grande majorité des paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis proviennent des définitions de Chao et coll. (1983). Notons que tous ces paramètres (spatio-temporels et issus des forces de réaction) ont été évalués bilatéralement, soit pour le membre étudié (celui portant l'exosquelette) et le membre opposé. Ces paramètres ont été évalués durant deux essais de marche pour les conditions sans et avec le port de l'exosquelette, soit un essai à la vitesse confortable et un essai à la vitesse rapide. Les vitesses de marche étaient les mêmes pour les conditions avec ou sans le port de l'exosquelette.

---

<sup>44</sup> Mesurée par des EVA

Tableau 5.1. Paramètres spatio-temporels et paramètres en 3D des forces de réaction du tapis

Paramètres spatio-temporels (13 paramètres)	Paramètres issus des patrons en 3P des forces de réaction (42 paramètres)		
	Force verticale (V)	Force antéropostérieure (AP)	Force médio-latérale (ML)
- Durée du cycle de marche	- Maximum lors de la mise en charge ( $V_1$ ), instant de $V_1$	- Minimum lors du freinage ( $AP_1$ ), instant de $AP_1$	- Minimum en latéral lors de la mise en charge ( $ML_1$ ), instant de $ML_1$
- Durée de la phase de support	- Minimum durant l'appui unilatéral ( $V_2$ ), instant de $V_2$	- Instant du croisement à zéro durant l'appui unilatéral ( $AP_2$ )	- Instant du croisement à zéro durant la mise en charge $ML_2$
- Durée de la phase de double appui	- Maximum durant la poussée ( $V_3$ ), instant de $V_3$	- Maximum lors de la propulsion ( $AP_3$ ), instant de $AP_3$	- Maximum en médial lors de la mise en charge ( $ML_3$ ), instant de $ML_3$
- Cadence	- Impulsion verticale ( $V_4$ )	- Impulsion de freinage ( $AP_4$ )	
- Largeur de pas	- Taux de chargement ( $V_5$ )	- Impulsion de propulsion ( $AP_5$ )	
- Vitesse moyenne du membre inférieur durant un cycle de marche (CM)	- Taux d'allègement ( $V_6$ )		
- Longueur de foulée			

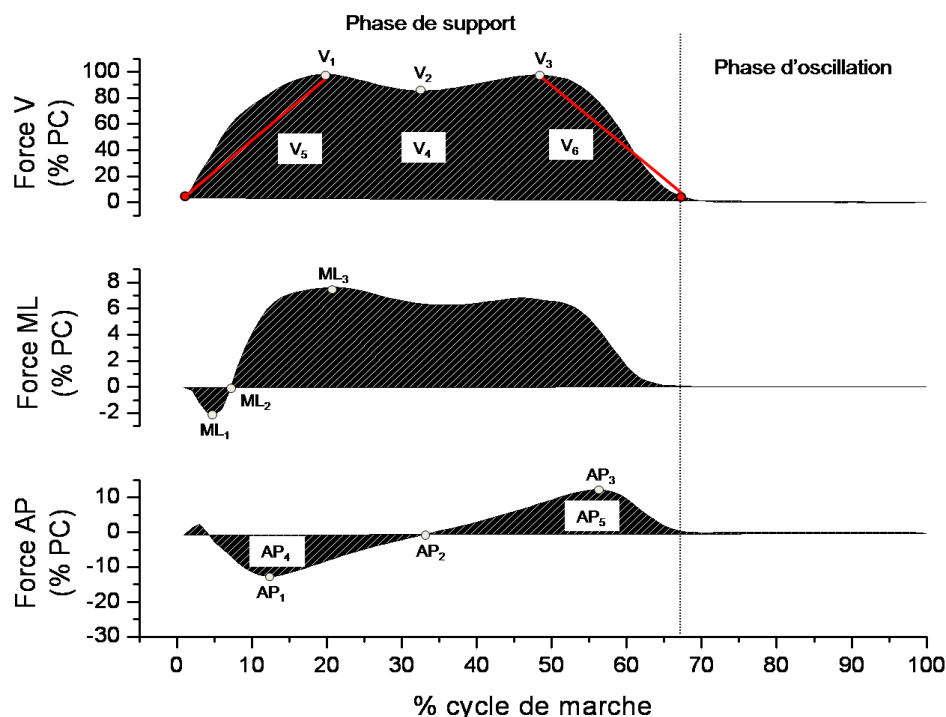


Figure 5.1. Schéma montrant les paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis.

Les annotations  $V_4$ ,  $AP_4$  et  $AP_5$  représentent des aires sous les courbes et  $V_5$  ainsi que  $V_6$  sont des pentes représentées par les traits rouges. Abréviations : PC = poids corporel.



### **5.2.3. Analyses statistiques**

Une analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs et à mesures répétées pour chacun des facteurs, comparant les trois sessions d'évaluation biomécanique avec deux conditions (avec et sans le port de l'exosquelette), a été utilisée pour vérifier si le port de l'exosquelette affectait significativement le niveau de douleur et pour vérifier si cet effet variait d'une session d'évaluation à l'autre. Une analyse de variance à plusieurs variables (MANOVA) et à trois facteurs à mesures répétées pour chacun des facteurs, comparant les trois sessions d'évaluation biomécanique, les deux conditions de marche (avec et sans le port de l'exosquelette) et les deux vitesses de marche (confortable et rapide), a été utilisée pour déterminer si les paramètres spatio-temporels et ceux issus des forces de réaction du tapis étaient significativement influencés par le port de l'exosquelette à la marche et pour déterminer si ces effets fluctuaient entre les sessions et entre les vitesses de marche étudiées. À titre de test pour les comparaisons post-hoc, le test de Neuman-Keuls a été employé. Pour l'ensemble des analyses statistiques, un seuil alpha ( $\alpha$ ) de 0,01 a été choisi pour établir la présence d'un effet significatif. Un seuil de significativité aussi sévère a été utilisé pour réduire les risques d'erreur de type I (faux positifs) compte tenu du grand nombre de paramètres analysés.

## **5.3. Résultats**

### **5.3.1. Effets du port de l'exosquelette sur la douleur au genou**

Dans le cas de la condition impliquant le port de l'exosquelette, en comparaison à la condition sans le port de ce système, on a noté une légère augmentation moyenne (en considérant les trois sessions d'évaluation biomécanique) du niveau de douleur au genou de  $10 \pm 21$  mm (voir la figure 5.2). Cet effet global, sur le facteur associé au port de l'exosquelette, est significatif en considérant une analyse unilatérale ( $p = 0,019$ ). De plus, aucun effet significatif n'a été obtenu sur l'interaction entre le facteur relié au port de l'exosquelette et celui relié aux sessions d'évaluation biomécanique ( $p = 0,615$ ).

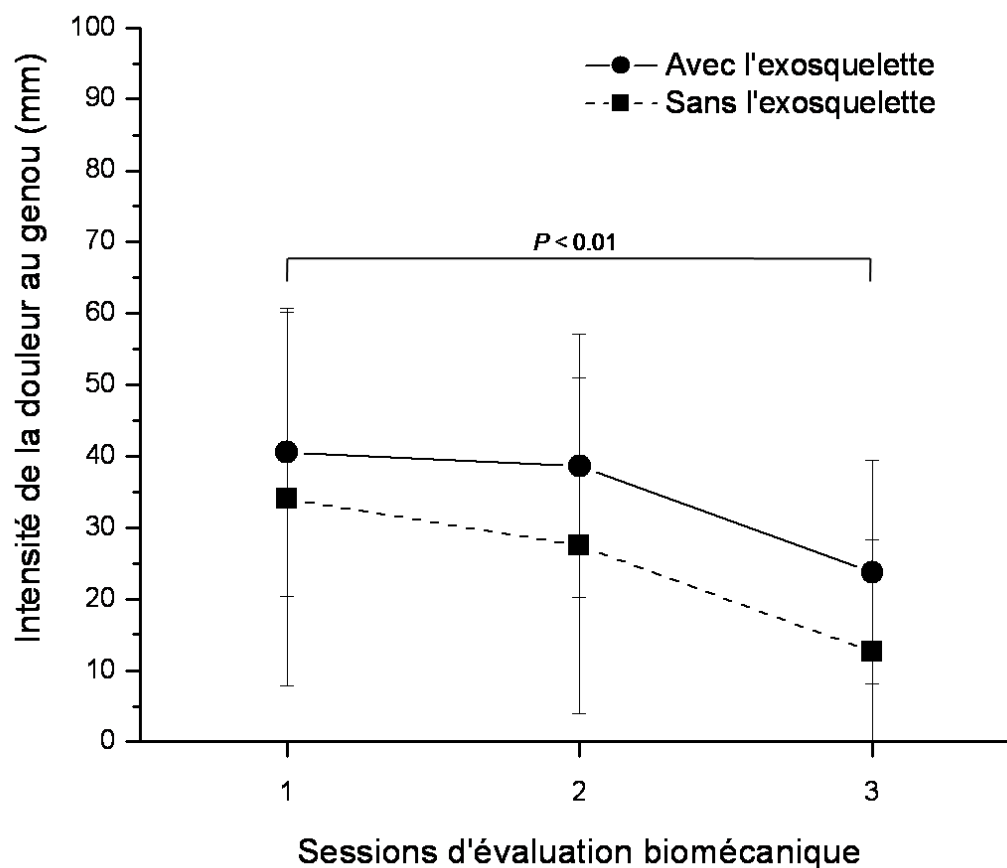


Figure 5.2. L'intensité de la douleur au genou est exprimée en fonction des conditions avec et sans le port de l'exosquelette, et cela pour chacune des sessions d'évaluation biomécanique. Un effet significatif sur le facteur session a été obtenu ( $p < 0.001$ ).

### 5.3.2. Effets du port de l'exosquelette sur les paramètres spatio-temporels

Au tableau 5.2, on retrouve les différences moyennes obtenues entre les conditions de marche avec et sans le port de l'exosquelette pour chacun des paramètres spatio-temporels étudiés. On constate que ces différences sont relativement petites : elles sont inférieures à 4,5% pour l'ensemble des paramètres. Un effet significatif sur le facteur relié aux conditions de marche (avec ou sans le port de l'exosquelette) a été obtenu pour seulement un des 13 paramètres évalués. À cet effet, lors du port de l'exosquelette, la durée de la phase de double appui à la marche (du membre inférieur instrumenté) était augmentée de façon significative ( $p = 0,005$ ). On a aussi observé que la durée de la

phase de support, pour les deux membres inférieurs, avait tendance à augmenter avec le port du système de mesure ( $p = 0,026$ ;  $p = 0,037$ ). Aucun effet d'interaction n'était significatif entre le facteur relié aux sessions et celui relié aux conditions de marche (avec ou sans le port de l'exosquelette) ainsi qu'entre ce dernier facteur et celui relié aux vitesses de marche.

Tableau 5.2. Moyennes obtenues sur les paramètres spatio-temporels entre les conditions avec et sans le port de l'exosquelette

Paramètres spatiotemporels	Session 1		Session 2		Session 3		$P_{E \text{ conds}}$
	Moyenne globale	$\Delta E \text{ conds.}$ ( $\Delta \text{ en } \%$ )	Moyenne globale	$\Delta E \text{ conds.}$ ( $\Delta \text{ en } \%$ )	Moyenne globale	$\Delta E \text{ conds.}$ ( $\Delta \text{ en } \%$ )	
Durée du cycle de marche (s)							
<i>Membre inférieur instrumenté</i>	1,14 $\pm$ 0,11	<-0,01 $\pm$ 0,04 (<0,1 $\pm$ 3,3)	1,16 $\pm$ 0,12	<0,01 $\pm$ 0,04 (<0,1 $\pm$ 3,1)	1,18 $\pm$ 0,14	<-0,01 $\pm$ 0,03 (- 0,5 $\pm$ 2,7)	0,704
<i>Membre inférieur opposé</i>	1,14 $\pm$ 0,10	<0,01 $\pm$ 0,04 (0,2 $\pm$ 3,4)	1,16 $\pm$ 0,12	<-0,01 $\pm$ 0,04 (<0,1 $\pm$ 3,3)	1,18 $\pm$ 0,14	<-0,01 $\pm$ 0,03 (- 0,4 $\pm$ 2,9)	0,810
Durée de la phase de support (% CM)							
<i>Membre inférieur instrumenté</i>	67,4 $\pm$ 2,2	0,3 $\pm$ 1,3 (0,5 $\pm$ 1,9)	67,5 $\pm$ 2,2	0,4 $\pm$ 0,9 (0,6 $\pm$ 1,3)	67,5 $\pm$ 2,1	0,6 $\pm$ 0,9 (0,8 $\pm$ 1,3)	0,026
<i>Membre inférieur opposé</i>	67,8 $\pm$ 2,2	0,4 $\pm$ 1,3 (0,6 $\pm$ 1,9)	67,9 $\pm$ 2,1	0,3 $\pm$ 0,6 (0,5 $\pm$ 0,9)	67,6 $\pm$ 2,1	< 0,1 $\pm$ 0,6 (< 0,1 $\pm$ 0,9)	0,035
Durée du double appui (% CM)							
<i>Membre inférieur instrumenté</i>	17,7 $\pm$ 2,1	0,5 $\pm$ 0,9 (3,0 $\pm$ 4,9)	17,8 $\pm$ 2,1	0,4 $\pm$ 0,7 (2,0 $\pm$ 4,0)	17,5 $\pm$ 2,0	0,3 $\pm$ 0,5 (1,5 $\pm$ 2,8)	<u>0,005</u>
<i>Membre inférieur opposé</i>	17,5 $\pm$ 1,9	0,2 $\pm$ 0,7 (1,6 $\pm$ 3,9)	17,5 $\pm$ 2,0	0,3 $\pm$ 0,7 (2,0 $\pm$ 3,7)	17,6 $\pm$ 2,1	0,3 $\pm$ 0,8 (2,0 $\pm$ 4,8)	0,023
Cadence (pas/min)							
<i>Membre inférieur instrumenté</i>	106,4 $\pm$ 9,5	0,1 $\pm$ 3,5 (0,1 $\pm$ 3,3)	104,8 $\pm$ 10,6	0,1 $\pm$ 3,2 (0,1 $\pm$ 3,1)	102,6 $\pm$ 10,9	0,5 $\pm$ 2,8 (0,5 $\pm$ 2,7)	0,656
<i>Membre inférieur opposé</i>	106,5 $\pm$ 9,4	- 0,1 $\pm$ 3,5 (<0,1 $\pm$ 3,4)	104,8 $\pm$ 10,6	0,1 $\pm$ 3,5 (0,1 $\pm$ 3,3)	102,5 $\pm$ 10,8	0,4 $\pm$ 2,9 (0,5 $\pm$ 2,9)	0,777
Vitesse moyenne durant un CM (cm/s)							
<i>Membre inférieur instrumenté</i>	79,7 $\pm$ 22,1	0,1 $\pm$ 1,0 (0,2 $\pm$ 1,6)	79,6 $\pm$ 22,2	0,1 $\pm$ 1,1 (0,3 $\pm$ 1,7)	79,8 $\pm$ 21,9	< 0,1 $\pm$ 1,1 (0,2 $\pm$ 1,5)	0,614
<i>Membre inférieur opposé</i>	79,7 $\pm$ 21,9	- 0,1 $\pm$ 1,2 (- 0,1 $\pm$ 1,8)	79,8 $\pm$ 21,9	0,2 $\pm$ 1,2 (0,5 $\pm$ 1,6)	79,7 $\pm$ 21,9	0,4 $\pm$ 3,0 (1,3 $\pm$ 6,9)	0,470
Longueur de foulée (cm)							
<i>Membre inférieur instrumenté</i>	89,0 $\pm$ 19,6	0,1 $\pm$ 2,9 (0,2 $\pm$ 3,8)	90,1 $\pm$ 19,1	0,1 $\pm$ 2,9 (0,4 $\pm$ 3,4)	92,2 $\pm$ 17,9	- 0,5 $\pm$ 2,2 (- 0,2 $\pm$ 2,7)	0,818
<i>Membre inférieur opposé</i>	89,0 $\pm$ 19,5	<0,1 $\pm$ 3,2 (0,1 $\pm$ 4,0)	90,4 $\pm$ 18,9	0,3 $\pm$ 2,7 (0,5 $\pm$ 3,3)	92,2 $\pm$ 18,1	0,1 $\pm$ 4,6 (1,0 $\pm$ 8,1)	0,805
Largeur de pas (cm)	14,9 $\pm$ 2,5	0,2 $\pm$ 1,5 (1,8 $\pm$ 10,2)	14,7 $\pm$ 2,9	0,4 $\pm$ 1,1 (2,5 $\pm$ 7,0)	13,6 $\pm$ 2,6	0,2 $\pm$ 2,0 (4,5 $\pm$ 17,0)	0,299

Note: Les valeurs sont présentées ainsi : moyenne  $\pm$  écart-type. La moyenne globale correspond à la valeur moyenne obtenue pour les deux conditions de marche (avec et sans l'exosquelette) ainsi que les deux vitesses de marche. Le  $\Delta E \text{ conds}$  correspond à la différence moyenne entre les conditions avec et sans l'exosquelette et le  $\Delta \text{ en } \%$  correspond à la différence relative moyenne entre ces deux conditions. Des valeurs négatives pour le  $\Delta E \text{ conds}$  et le  $\Delta \text{ en } \%$  indiquent que la valeur obtenue pour la condition avec l'exosquelette est inférieure à celle obtenue sans l'exosquelette. Le  $P_{E \text{ conds}}$  correspond à la valeur de  $p$  associée à l'effet relié au port ou non de l'exosquelette (effet global). Le « CM » signifie cycle de marche.

### 5.3.3. *Effets du port de l'exosquelette sur les paramètres de forces de réaction*

À partir de la figure 5.3, on peut observer que le port de l'exosquelette lors de la marche a très peu d'influence sur les patrons en 3D des forces de réaction du tapis (composante verticale, antéropostérieure et médio-latérale). Malgré cette faible influence, un effet significatif sur le facteur relié aux conditions de marche (avec et sans le port de l'exosquelette) a été observé pour 14 paramètres issus des patrons de forces de réaction du tapis sur les 42 étudiés (voir le tableau 5.3). De façon générale, ce sont les mêmes paramètres qui ont été affectés pour le membre inférieur instrumenté et celui opposé. Notons que les différences moyennes entre les conditions avec et sans le port du système de mesure se chiffrent en dessous de 6,8%.

En ce qui concerne les interactions possibles, aucun effet significatif n'a été obtenu entre le facteur relié aux sessions d'évaluation et celui relié aux conditions de marche avec ou sans le port de l'exosquelette. Des effets d'interaction significatifs ont été toutefois observés entre ce dernier facteur relié aux conditions de marche et le facteur relié aux vitesses de marche. Plus spécifiquement, les paramètres sur lesquels ces effets ont été observés sont issus de l'analyse de la composante antéropostérieure des forces de réaction du tapis, soit l'impulsion de propulsion ( $AP_5$ ) des deux membres inférieurs ( $p = 0,004$  pour le membre inférieur instrumenté;  $p < 0,001$  pour le membre inférieur opposé) et le maximum lors de la propulsion ( $AP_3$ ) du membre inférieur opposé ( $p = 0,002$ ). Les comparaisons post-hoc ont permis de déterminer que le port de l'exosquelette a induit une plus grande diminution de l'impulsion de propulsion à la vitesse de marche rapide comparativement à la vitesse de marche confortable pour le membre inférieur instrumenté (effet de  $-0,2\% \text{ PC}^{45} \cdot \text{s}$  à la vitesse rapide vs  $-0,1\% \text{ PC} \cdot \text{s}$  à la vitesse confortable). Pour le membre inférieur opposé, une diminution significative de l'impulsion de propulsion a été obtenue à la vitesse de marche rapide uniquement (effet de  $-0,1\% \text{ PC} \cdot \text{s}$  à la vitesse rapide vs  $< -0,1\% \text{ PC} \cdot \text{s}$  à la vitesse confortable). De plus, pour ce même membre inférieur, les comparaisons post-hoc ont montré que le port de

---

<sup>45</sup> L'abréviation PC correspond à poids corporel.

l'exosquelette induit une plus importante diminution du maximum lors de la propulsion à la vitesse de marche rapide comparativement à la vitesse confortable (effet de -0,1% PC·s à la vitesse rapide vs  $< -0,1\%$  PC·s à la vitesse confortable).

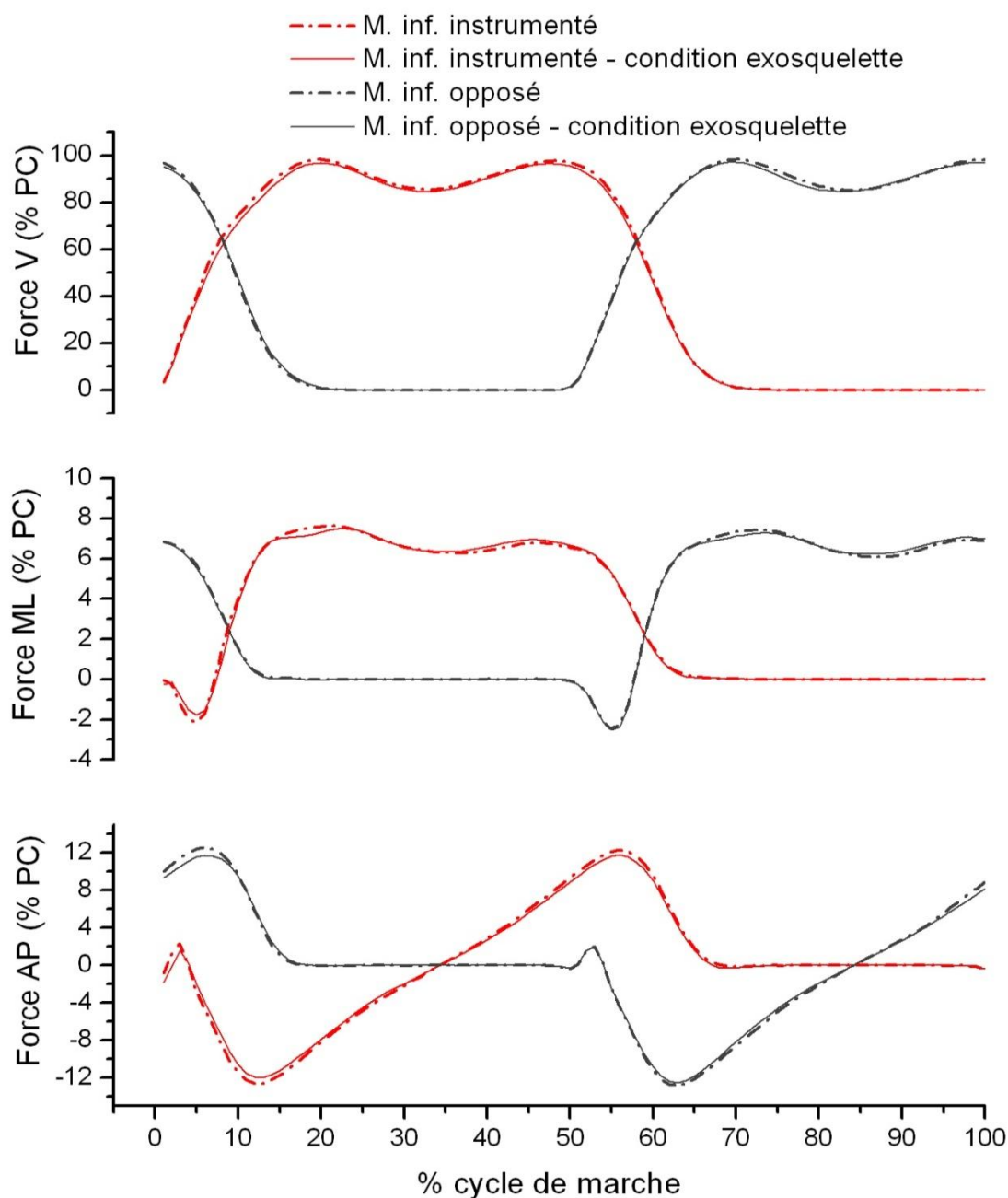


Figure 5.3. Patrons moyens<sup>46</sup> en 3D des forces de réaction du tapis pour la condition de marche à vitesse rapide avec ou sans le port de l'exosquelette.

Abréviations : V = verticale, ML = médio-latérale, AP = antéropostérieure, PC = poids corporel, M. inf. = membre inférieur.

<sup>46</sup> Les patrons moyens ont été calculés à partir des données des patients aux trois sessions d'évaluation biomécanique.

Tableau 5.3. Paramètres issus des forces de réaction du tapis pour lesquels des effets significatifs ont été obtenus entre les conditions avec et sans le port de l'exosquelette

Paramètres issus des forces de réaction du tapis	Session 1		Session 2		Session 3		$P_{E \text{ conds.}}$
	$\Delta E \text{ conds}$	( $\Delta \text{ en } \%$ )	$\Delta E \text{ conds}$	( $\Delta \text{ en } \%$ )	$\Delta E \text{ conds}$	( $\Delta \text{ en } \%$ )	
Membre inférieur instrumenté							
Phase de mise en charge (double appui)							
Maximum lors de la mise en charge ( $V_1$ ) (% PC)	-1,2 $\pm$ 2,1	-1,1 $\pm$ 2,1	-2,0 $\pm$ 2,7	-1,9 $\pm$ 2,4	-1,6 $\pm$ 2,4	-1,5 $\pm$ 2,3	<u>0,001</u>
Phase d'appui unilatéral							
Minimum durant l'appui unilatéral ( $V_2$ ) (% PC)	-1,1 $\pm$ 1,9	-1,3 $\pm$ 2,3	-1,5 $\pm$ 1,8	-1,7 $\pm$ 2,1	-0,4 $\pm$ 2,1	-0,3 $\pm$ 2,9	<u>0,006</u>
Phase de poussée (double appui)							
Maximum lors de la poussée ( $V_3$ ) (% PC)	-1,8 $\pm$ 2,0	-1,8 $\pm$ 2,0	-1,6 $\pm$ 2,4	-1,5 $\pm$ 2,1	-0,8 $\pm$ 1,8	-0,8 $\pm$ 1,8	<u>&lt; 0,001</u>
Taux d'allègement ( $V_6$ ) (% PC / s)	-21,0 $\pm$ 26,3	-4,3 $\pm$ 5,8	-20,8 $\pm$ 28,6	-4,3 $\pm$ 6,1	-21,7 $\pm$ 24,6	-4,4 $\pm$ 4,7	<u>&lt; 0,001</u>
Maximum lors de la propulsion ( $AP_3$ ) (% PC)	-0,6 $\pm$ 0,9	-4,6 $\pm$ 6,4	-0,3 $\pm$ 0,6	-2,3 $\pm$ 5,0	-0,5 $\pm$ 0,6	-3,9 $\pm$ 4,5	<u>0,001</u>
Impulsion de propulsion ( $AP_5$ ) (% PC $\cdot$ s)	-0,1 $\pm$ 0,2	-5,5 $\pm$ 9,0	-0,1 $\pm$ 0,2	-3,5 $\pm$ 8,5	-0,1 $\pm$ 0,1	-5,6 $\pm$ 5,2	<u>0,001</u>
Membre inférieur opposé							
Phase de mise en charge (double appui)							
Maximum lors de la mise en charge ( $V_1$ ) (% PC)	-2,5 $\pm$ 2,9	-2,4 $\pm$ 2,7	-1,7 $\pm$ 2,1	-1,6 $\pm$ 2,1	-1,4 $\pm$ 2,3	-1,3 $\pm$ 2,2	<u>&lt; 0,001</u>
Instant de $ML_2$ (% CM)	0,2 $\pm$ 0,3	-	0,2 $\pm$ 0,4	-	0,2 $\pm$ 0,4	-	<u>0,006</u>
Phase d'appui unilatéral							
Instant de $V_2$ (% CM)	-1,9 $\pm$ 3,7	-	-1,5 $\pm$ 1,2	-	-1,0 $\pm$ 1,6	-	<u>0,001</u>
Phase de poussée (double appui)							
Maximum lors de la poussée ( $V_3$ ) (% PC)	-1,0 $\pm$ 2,2	-0,9 $\pm$ 2,1	-0,7 $\pm$ 1,9	-0,6 $\pm$ 1,9	-0,9 $\pm$ 1,6	-0,8 $\pm$ 1,6	<u>0,004</u>
Instant de $V_3$ (% CM)	-1,0 $\pm$ 2,8	-	-0,3 $\pm$ 0,9	-	-1,3 $\pm$ 1,3	-	<u>0,004</u>
Taux d'allègement ( $V_6$ ) (% PC / s)	-31,0 $\pm$ 33,7	-6,8 $\pm$ 7,8	-11,6 $\pm$ 30,1	-2,6 $\pm$ 6,3	-26,1 $\pm$ 32,2	-5,6 $\pm$ 7,1	<u>&lt; 0,001</u>
Maximum lors de la propulsion ( $AP_3$ ) (% PC)	-0,7 $\pm$ 0,9	-5,6 $\pm$ 6,8	-0,4 $\pm$ 0,6	-2,8 $\pm$ 4,7	-0,7 $\pm$ 0,6	-5,3 $\pm$ 5,2	<u>&lt; 0,001</u>
Durant la phase de support							
Membre inférieur instrumenté	-1,3 $\pm$ 2,2	-2,2 $\pm$ 3,8	-1,4 $\pm$ 2,1	-2,4 $\pm$ 3,5	-0,7 $\pm$ 1,9	-1,1 $\pm$ 3,2	0,002
Impulsion verticale ( $V_4$ ) (% PC $\cdot$ s)							

Note: Les valeurs sont présentées ainsi : moyenne  $\pm$  écart-type. Le  $\Delta E \text{ conds}$  correspond à la différence moyenne entre les conditions avec et sans le port de l'exosquelette et le  $\Delta \text{ en } \%$  correspond à la différence relative moyenne entre ces deux conditions. Des valeurs négatives pour le  $\Delta E \text{ conds}$  et le  $\Delta \text{ en } \%$  indiquent que la valeur obtenue pour la condition avec l'exosquelette est inférieure à celle obtenue sans l'exosquelette. Le  $P_{E \text{ conds}}$  correspond à la valeur de  $p$  associée à l'effet relié au port ou non de l'exosquelette. Abréviations : PC = poids corporel, CM = cycle de marche.



## 5.4. Discussion

L'objectif général de cette étude était de déterminer les effets du port de l'exosquelette sur le niveau de douleur au genou et sur le patron de marche de patients atteints d'arthrose au genou. Plus particulièrement, cette étude visait à vérifier si les effets induits par le port de ce système de mesure étaient stables sur la période de suivi comprenant les trois évaluations biomécaniques, soit deux avant l'intervention en physiothérapie et une immédiatement après la fin de ce traitement.

### 5.4.1. *Effets du port de l'exosquelette sur la douleur au genou*

Les résultats de l'EVA ont montré que le port de l'exosquelette a induit une augmentation de l'intensité de la douleur au genou de 10 mm, en moyenne, chez des patients gonarthrosiques. Cette augmentation est demeurée stable à travers le suivi des trois sessions d'évaluation et elle est statistiquement significative en considérant une analyse unilatérale. Ce type d'analyse a été utilisé puisque l'effet suspecté, si présent, était une augmentation de la douleur causée par le port de l'exosquelette. L'objectif était de quantifier l'ampleur de cet effet, à savoir si le port du système de mesure était tolérable pour les patients.

Quant est-il alors de la signifiante clinique de cette augmentation du niveau de douleur ? Est-ce important ou négligeable ? À cet effet, lors de l'évaluation de la douleur à l'aide d'une EVA, la littérature suggère que le seuil, en termes de différence minimale, considéré comme étant cliniquement significatif se situe à partir de 9 mm, voire 13 mm, seuil variant entre les études (Kelly, 1998, 2001; Todd, 1996). En comparaison avec ces seuils rapportés dans la littérature, l'augmentation moyenne observée dans la présente étude se situe sur le rebord du seuil qui est considéré comme étant un changement minimal cliniquement significatif. On peut donc affirmer que le port de l'exosquelette a une faible influence sur le niveau de douleur au genou des patients gonarthrosiques. Dans ce sens, les patients ont commenté oralement que l'exosquelette était un peu inconfortable, mais ils ne le considéraient pas comme étant un instrument de mesure douloureux. Pour qualifier l'inconfort, ils ont précisé que le système engendrait une

sensation de serrement au niveau des condyles fémoraux. Il serait donc pertinent dans des travaux futurs d'utiliser des EVA évaluant le niveau de douleur engendré pour chacun des points de contact de l'exosquelette. Ce type d'information pourrait être pertinent pour revoir le design du système dans le but de parfaire son degré de confort.

#### ***5.4.2. Effets du port de l'exosquelette sur le patron de marche***

Les résultats obtenus dans cette étude sur les paramètres spatio-temporels de la marche ont montré que le port de l'exosquelette n'a pas affecté significativement la durée du cycle de marche, la cadence, la largeur de pas et la vitesse moyenne des membres inférieurs lors d'un cycle de marche ainsi que la longueur de la foulée. Porter l'exosquelette lors de la marche avait cependant tendance à augmenter la durée de la phase de support et engendrait une prolongation significative, mais faible (de 1,5 à 3%) de la phase de double appui. Les effets du port du système sur les paramètres spatio-temporels étaient similaires pour les deux membres inférieurs, stables d'une session d'évaluation à l'autre et non influencés par la vitesse de marche.

En ce qui concerne les paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis, le port de l'exosquelette a affecté significativement 14 des 42 paramètres évalués. L'ampleur des effets était cependant relativement faible, soit inférieure à 6,8%. Le port du système a eu des répercussions sur toute la durée de la phase de support. Il semble toutefois que la phase de poussée fut davantage affectée que la phase de mise en charge durant laquelle moins de paramètres ont été significativement modifiés. Les résultats sur ces paramètres issus des patrons de forces de réaction montrent aussi que le membre inférieur opposé a été autant affecté que celui portant l'exosquelette. Cette adaptation bilatérale peut être présente afin de préserver la symétrie du patron de marche entre les deux membres inférieurs.

En raison du port de l'exosquelette, différents effets significatifs sur les paramètres issus des patrons en 3D des forces de réaction du tapis ont été observés. Sur la composante verticale, on a noté une diminution du maximum lors de la mise en charge ( $V_1$ ) et du minimum lors de la phase d'appui unilatéral ( $V_2$ ). La diminution de  $V_1$  est un indicateur que les patients avaient tendance à réduire l'ampleur du choc vertical lors de

la mise en charge par une meilleure absorption des impacts au tapis lorsqu'ils marchaient avec le système de mesure. De plus, on a observé une diminution du maximum lors de la poussée ( $V_3$ ), une occurrence plus hâtive de cet événement et, par conséquent, une diminution du taux d'allègement ( $V_6$ ) sur la composante verticale des forces de réaction du tapis. Toujours lors de la phase de poussée, on a aussi obtenu, sur la composante antéropostérieure de ces forces, une diminution du maximum lors de la propulsion ( $AP_3$ ) et une diminution de l'impulsion de propulsion ( $AP_5$ ). Tous ces changements observables à la fin de la phase de support témoignent que les patients avaient tendance à pousser avec moins d'ampleur et à allonger la période d'allègement lors de la marche avec le port de l'exosquelette.

Les résultats de cette étude montrent aussi que les effets du port du système de mesure sur ces paramètres issus des forces de réaction du tapis étaient constants entre les trois sessions d'évaluation biomécanique et un peu influencés par la vitesse de marche. A cet effet, on a observé que le port de l'exosquelette avait davantage d'impact à la marche rapide qu'à la marche confortable sur trois des paramètres analysés, soit le maximum lors de la propulsion ( $AP_3$ ) du membre inférieur opposé et l'impulsion de propulsion des deux membres inférieurs ( $AP_5$ ).

En somme, les résultats obtenus sur le patron de marche démontrent que les patients adoptaient une stratégie de marche plus *précautionneuse* lorsqu'ils portaient l'exosquelette. Cette adaptation peut être causée par l'inconfort ou la légère douleur ressentis par les patients lors du port de ce système de mesure.

Selon les résultats obtenus, la stratégie d'adaptation du patron de marche observée lors du port de l'exosquelette ne semble pas être reliée à un manque de familiarisation à cet instrument de mesure puisque l'effet était persistant et stable d'une session d'évaluation à l'autre. Si la stratégie d'adaptation des patients avait été associée à leur niveau de familiarité au port de l'exosquelette, on aurait certainement observé une diminution de l'effet entre les trois sessions d'évaluation biomécanique. On constate plutôt un effet stable concomitant avec la persistance du niveau de douleur induit par le système d'une session d'évaluation biomécanique à l'autre. La stabilité des effets du

port de l'exosquelette sur le patron de marche a été confirmée par le fait qu'aucun effet d'interaction n'a été obtenu entre le facteur relié aux conditions de marche avec ou sans le port du système et celui relié aux sessions d'évaluation, et cela pour l'ensemble des paramètres étudiés. Ce dernier résultat implique que le port de l'exosquelette a résulté aux mêmes effets sur la marche dans un contexte où la condition clinique des patients est demeurée stable (entre les sessions biomécaniques 1 et 2) et dans un contexte où la condition clinique des patients semble avoir évolué (la session biomécanique 3 comparativement aux sessions 1 et 2). Les résultats obtenus suggèrent que la condition clinique des patients a évolué entre les sessions des phases de prétraitement et de post traitement puisque le niveau de douleur au genou est significativement moins élevé à la session biomécanique 3 qu'aux sessions biomécaniques 1 et 2, cela sans tenir compte du facteur lié au port du système de mesure (voir la figure 5.2). Ce changement positif dans la condition des patients peut être associé à des effets bénéfiques engendrés par le traitement de physiothérapie. La littérature montre que la physiothérapie est une modalité de traitement qui a démontré une certaine efficacité à réduire la douleur chez les patients gonarthrosiques, selon le document synthèse de Hurley (2003). Pour terminer, il est pertinent de mentionner que le fait que l'on obtienne des effets stables sur le patron de marche lors du port de l'exosquelette et cela, indépendamment de la condition du patient au cours d'un suivi de trois sessions d'évaluation, est un résultat favorisant l'utilisation de ce système de mesure en contexte clinique.

## **5.5. Conclusion**

Cette étude démontre que le port de l'exosquelette a été bien toléré par un groupe de patients gonarthrosiques. Le port du système induit un léger inconfort et il implique une légère adaptation du patron de marche, qui est constante sur un suivi de trois sessions d'évaluation biomécanique intercalées par un traitement de physiothérapie. Les résultats de cette étude se montrent favorables à l'utilisation de l'exosquelette pour l'évaluation de la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique de patients gonarthrosiques dans le cadre d'un suivi clinique.

## CHAPITRE 6. SECONDE ETUDE - VALIDITE CONCEPTUELLE

Ce chapitre présente les travaux réalisés pour démontrer la validité conceptuelle des paramètres biomécaniques. On cherche à cibler des paramètres biomécaniques qui peuvent refléter la condition clinique des patients gonarthrosiques parmi les variables extraites de l'analyse de la cinématique angulaire en 3D au niveau du genou lors de la marche sur tapis roulant à des vitesses de marche confortable et rapide. Cette étude est axée plus particulièrement sur la détermination de la capacité discriminante de ces paramètres.

### 6.1. Objectifs et hypothèses de recherche

#### 6.1.1 Objectifs généraux

On vise à cibler des paramètres issus de la cinématique angulaire en 3D autour du genou qui sont :

- discriminants entre un échantillon de personnes atteintes de la gonarthrose (indépendamment du niveau de sévérité de la pathologie) et des personnes asymptomatiques, ou
- sensibles à des niveaux croissants de détérioration de l'état du genou à partir d'un stade asymptotique vers un stade de gonarthrose sévère (défini selon le degré de détérioration structurale au niveau du compartiment fémorotibial interne).

### 6.1.2 Hypothèses de recherche

Les paramètres auxquels font référence les hypothèses formulées dans cette section sont présentés au tableau 6.2 (voir également les figures 6.1 et 6.2). Chez les patients gonarthrosiques (indépendamment du niveau de sévérité de leur pathologie) comparativement aux personnes asymptomatiques, nous nous attendons à observer les effets énumérés ci-dessous. Nous proposons aussi que ces effets devraient s'accroître avec une augmentation du niveau de détérioration de l'état du genou à partir d'un état asymptomatique vers un état de gonarthrose sévère. Au niveau du genou évalué, nous escomptons observer :

- dans le plan sagittal,
  - i. lors de la mise en charge, un mouvement de flexion moins prononcé (paramètre  $\Delta\theta_{F5}$ ),
  - ii. lors de l'appui unilatéral, un mouvement d'extension moins prononcé (paramètre  $\Delta\theta_{F6}$ );
- dans le plan transverse,
  - iii. lors de la mise en charge, une diminution du changement angulaire en rotation interne (paramètre  $\Delta\theta_{R2}$ ),
  - iv. lors de l'appui unilatéral, une position angulaire en rotation tibiale externe plus prononcée (paramètre  $\theta_{R3}$ ) et une diminution de l'ampleur du mouvement de rotation externe accompagnant l'extension (paramètre  $\Delta\theta_{R4}$ ),
  - v. une diminution de l'amplitude de mouvement durant le cycle de marche (paramètre  $\Delta\theta_{R6}$ );
- dans le plan frontal,
  - vi. avec la mise en charge, la présence d'un mouvement en adduction, ou en varus (paramètre  $\Delta\theta_{A4}$ ),
  - vii. lors de l'appui unilatéral, une position angulaire moyenne en adduction (ou en varus) plus prononcée (paramètre  $\theta_{A3}$ ).

## 6.2. Aspects méthodologiques

### 6.2.1. *Participants*

Cette étude compte l'ensemble des 49 participants ayant complété le projet : soit les 16 personnes asymptomatiques et les 33 patients gonarthrosiques. Les patients ont été répartis en quatre sous-groupes, selon le niveau de sévérité radiologique de l'atteinte au niveau du compartiment fémorotibial interne qui a été déterminé à partir de l'échelle radiologique de Kellgren et Lawrence (1957).

L'ensemble des caractéristiques démographiques du groupe de personnes asymptomatiques (AS) et des quatre sous-groupes de patients gonarthrosiques ( $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ ,  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ ) est présenté au tableau 6.1. Précisons que les tailles des échantillons ainsi que les valeurs des moyennes inscrites dans ce tableau caractérisent les groupes analysés à la condition de marche à la vitesse confortable. Les caractéristiques démographiques des groupes analysés à la condition de marche à la vitesse rapide sont présentées au tableau A8.1 à l'annexe 8. D'une condition de vitesse à l'autre, les groupes analysés ne sont pas tout à fait les mêmes puisque cinq participants n'ont pas été en mesure de compléter l'évaluation à la condition de marche à la vitesse rapide.

Tableau 6.1. Caractéristiques démographiques des sous-groupes étudiés à la condition de marche à la vitesse confortable

Caractéristiques	Groupes étudiés				
	Asymptomatique (AS)	Arthrosiques (OA)			
G <sub>KL</sub> de l'atteinte au niveau fémorotibiale interne	-	<b>OA<sub>KL1</sub></b> 10	<b>OA<sub>KL2</sub></b> 6	<b>OA<sub>KL3</sub></b> 7	<b>OA<sub>KL4</sub></b> 10
Taille de l'échantillon (n)	16	10	6	7	10
Âge moyen (année)	66 ± 6	61 ± 9	62 ± 6	63 ± 7	65 ± 7
Poids corporel moyen (kg)	64,75 ± 11,84	77,01 ± 12,13	78,83 ± 14,75	78,67 ± 18,65	91,68 ± 22,19
Taille moyenne (m)	1,618 ± 0,087	1,600 ± 0,072	1,647 ± 0,069	1,588 ± 0,113	1,622 ± 0,131
Pourcentage de femmes (%)	69% (11)	70% (7)	83% (5)	86% (6)	60% (6)
Pourcentage de cas ayant des signes radiologiques d'une atteinte arthrosique fémoropatellaire (%)	-	40% (4)	67% (4)	57% (4)	100% (10)
Pourcentage de cas ayant des signes radiologiques d'une atteinte arthrosique fémorotibiale externe (%)	-	20% (2)	67% (4)	29% (2)	100% (10)
Pourcentage de cas présentant des signes dénotant la présence d'inflammation locale suite à l'évaluation clinique (chaleur, rougeur, gonflement) (%)	-	10% (1)	0% (0)	0% (0)	40% (4)
Pourcentage de cas présentant de l'instabilité articulaire en médio-latéral suite à l'évaluation clinique (%)	-	50% (5)	33% (2)	71% (5)	80% (8)
Pourcentage de cas présentant de l'instabilité articulaire en antéro-postérieur suite à l'évaluation clinique (%)	-	10% (1)	0% (0)	14% (1)	10% (1)

Note : La valeur entre parenthèses correspond au nombre de cas en absolu. L'abréviation « G<sub>KL</sub> » signifie : grade de sévérité radiologique de l'arthrose selon l'échelle de Kellgren et Lawrence (1957).



### 6.2.2. Variables dépendantes étudiées

Tel que mentionné précédemment, les paramètres de cinématique angulaire explorés dans le cadre de cette étude sont présentés au tableau 6.2. Ces paramètres ont été évalués unilatéralement, soit autour du genou choisi pour les fins de l'évaluation<sup>47</sup>. Ils ont été extraits des patrons de flexion/extension, d'adduction/abduction et de rotations tibiales interne/externe pour chacun des 15 cycles de marche conservés<sup>48</sup>. Les figures 6.1 et 6.2 illustrent un exemple de ces patrons de mouvement au cours d'un cycle de marche et les paramètres de cinématique étudiés y sont représentés. Tel qu'illustré à la figure 6.2, deux types de patron d'adduction/abduction ont été observés chez les participants. Ces types de patron se distinguent aux niveaux des phases de poussée et d'oscillation (pour plus de détail, voir la légende de la figure 6.2).

En plus des paramètres de cinématique angulaire, trois paramètres spatio-temporels de la marche, tels que la vitesse de marche ainsi que la largeur de pas et la longueur de foulée du membre inférieur évalué ont aussi été analysés. Cela, dans le but de vérifier si les différences significatives observées entre les groupes sur les paramètres de cinématique angulaire pouvaient être expliquées par des stratégies de marche différentes. La vitesse de marche de chaque participant est une mesure singulière qui a été évaluée par l'ordinateur intégré au tapis roulant. La largeur de pas et la longueur de foulée ont été évaluées (selon les définitions opérationnelles décrites à l'annexe 7) sur les mêmes 15 cycles de marche conservés aux fins des analyses de la cinématique. Une fois que la largeur de pas, la longueur de foulée et les paramètres de cinématique angulaire ont été déterminés pour chacun des cycles de marche, leurs valeurs moyennes ont été calculées pour les analyses statiques présentées dans la prochaine section.

---

<sup>47</sup> Les critères utilisés pour le choix du membre inférieur évalué sont décrits dans la section portant sur la méthodologie générale.

<sup>48</sup> La méthode de sélection des cycles de marche est décrite dans la section présentant la méthodologie générale.

Tableau 6.2. Définition des paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou

Paramètres	Sigles et définitions opérationnelles
<b>Paramètres de flexion/extension</b>	
Angle dans le plan sagittal au contact initial	$\theta_{F1}$ (voir figure 6.1)
Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	$\theta_{F2}$ (voir figure 6.1)
Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	$\theta_{F3}$ (voir figure 6.1)
Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	$\theta_{F4}$ (voir figure 6.1)
Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	$\Delta\theta_{F5} = \theta_{F2} - \theta_{F1}$ , le signe indique le type de mouvement <sup>1</sup>
Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	$\Delta\theta_{F6} = \theta_{F3} - \theta_{F2}$ , le signe indique le type de mouvement <sup>1</sup>
Amplitude de mouvement dans le plan sagittal durant le CM	$\Delta\theta_{F7} = \theta_{F4} - \theta_{\text{Min\_CM}}$
<b>Paramètres de rotations tibiales interne/externe</b>	
Angle dans le plan transverse au contact initial	$\theta_{R1}$ (voir figure 6.1)
Changement angulaire dans le plan transverse durant la mise en charge	$\Delta\theta_{R2} = (\theta_{\text{Max\_DAc}})^{49} - \theta_{R1}$ , le signe indique le type de mouvement <sup>3</sup>
Position angulaire moyenne dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	$\theta_{R3} = \theta_{\text{Moy\_1/2AU}}$ (moyenne calculée sur $\pm 5\%$ du CM au milieu de la phase AU)
Changement angulaire dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	$\Delta\theta_{R4} = \theta_{R \text{ instant } \theta_{F3}} - \theta_{R \text{ instant } \theta_{F2}}$
Changement angulaire net dans le plan transverse durant la poussée	$\Delta\theta_{R5} = \theta_{R7} - \theta_{\text{début\_DAP}}$ , le signe indique le type de mouvement <sup>3</sup>
Amplitude de mouvement dans le plan transverse durant le CM	$\Delta\theta_{R6} = \theta_{\text{Max\_CM}} - \theta_{\text{Min\_CM}}$
Angle dans le plan transverse à la fin de la phase de support	$\theta_{R7}$ (voir figure 6.1)
<b>Paramètres d'adduction/abduction</b>	
Angle dans le plan frontal au contact initial	$\theta_{A1}$ (voir figure 6.2)
Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	$\Delta\theta_{A2} = \theta_{\text{Max\_DAc}} - \theta_{\text{Min\_DAc}}$
Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	$\theta_{A3} = \theta_{\text{Moy\_AU}}$ (moyenne calculée sur toute la phase AU)
Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	$\Delta\theta_{A4} = \theta_{A3} - \theta_{A1}$ , le signe indique le type de mouvement <sup>2</sup>
Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	$\theta_{A5}$ (voir figure 6.2)
Changement angulaire net dans le plan frontal durant la poussée	$\Delta\theta_{A6} = \theta_{A5} - \theta_{\text{début\_DAP}}$
Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant le CM	$\Delta\theta_{A7} = \theta_{\text{Max\_CM}} - \theta_{\text{Min\_CM}}$
Durée en adduction durant la phase de support (en % PS)	$T_{A8}$ (voir équation 6.1)

Note : Les paramètres de flexion/extension ont été tirés de Chao et coll. (1983); tous les paramètres angulaires sont exprimés en degrés. Abréviations : CM = cycle de marche, DA<sub>c</sub> = phase de double appui lors de la mise en charge, DA<sub>p</sub> = phase de double appui lors de la poussée, PS = phase de support, AU = phase d'appui unilatéral.

<sup>1</sup>Une valeur positive indique une flexion, une valeur négative indique une extension.

<sup>2</sup>Une valeur positive indique une adduction, une valeur négative indique une abduction.

<sup>3</sup>Une valeur positive indique une rotation interne, une négative indique une rotation externe.

$$T_{A8} = \frac{\sum_{i \in \text{PS}} d_i \times I(\theta_{Ai} > 0)}{d_{\text{PS}}} \times 100 \quad \text{Équation (6.1)}$$

où d = durée (en s), PS = phase de support, I = fonction indicatrice, et  $\theta_A$  = angle dans le plan frontal.

<sup>49</sup> Le  $\theta_{\text{Max\_DAc}}$  correspondait à la valeur angulaire du second maximum que l'on pouvait observer durant la phase de double appui lors de la mise en charge lorsqu'il y avait deux maximums : phénomène présent chez la majorité des sujets. Ce second maximum était sélectionné, par rapport au premier, car son occurrence était en plus grande concordance avec celle du maximum de flexion durant la mise en charge ( $\theta_{F2}$ ) et sa valeur correspondait au véritable maximum, parmi les deux observés, chez 67% des participants où cette situation se présentait.

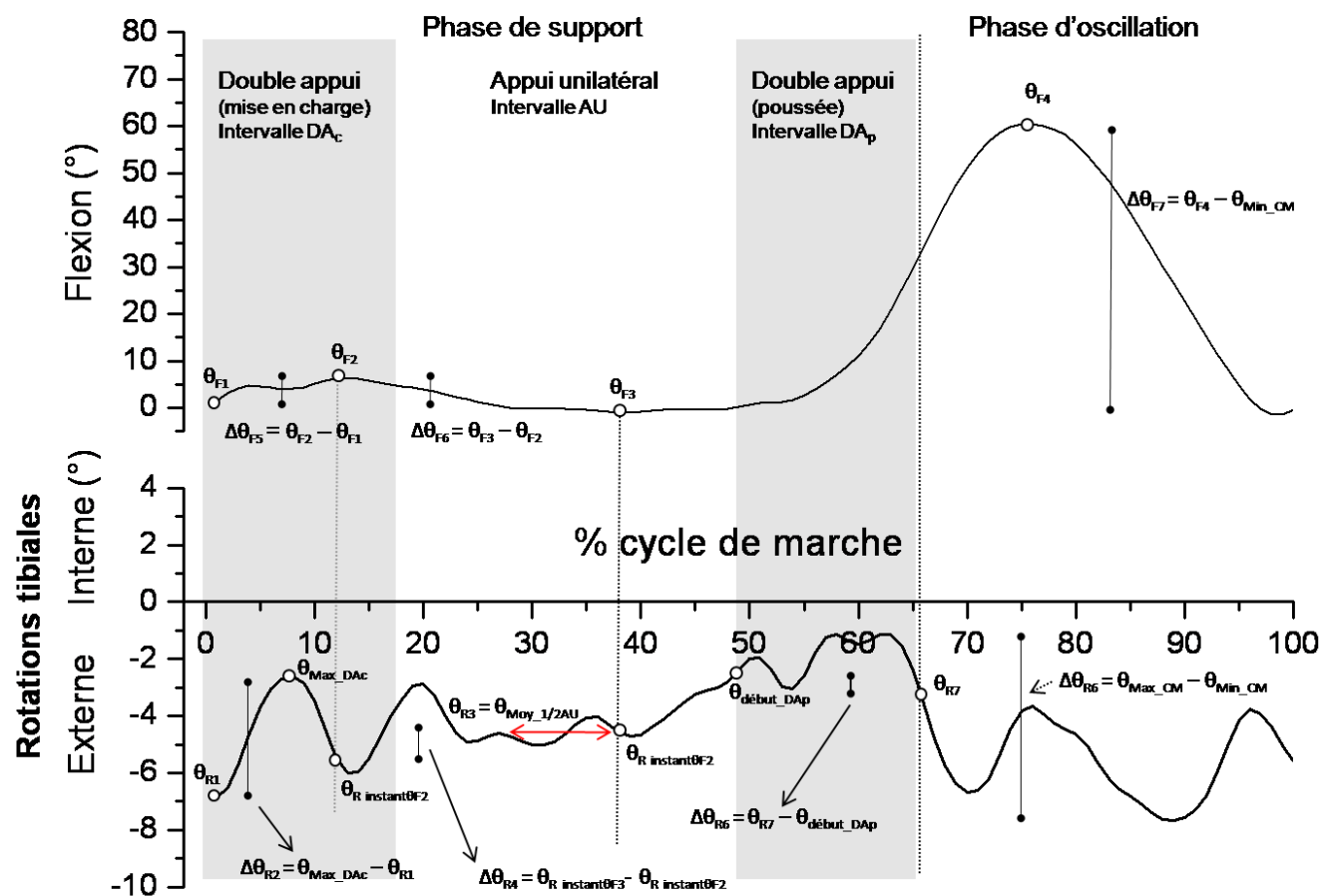


Figure 6.1. Identification des paramètres de cinématique angulaire sur des patrons typiques de mouvement en sagittal et en transverse lors d'un cycle de marche.

Le graphique du haut représente l'évolution de la flexion autour du genou et celui du bas représente l'évolution des rotations tibiales interne/externe au cours d'un cycle de marche. On peut constater que le paramètre  $\theta_{\text{Max\_DAc}}$  ne correspond pas tout fait au critère de définition utilisé puisqu'il y a seulement un maximum à l'intérieur de la phase de double appui lors de la mise en charge.

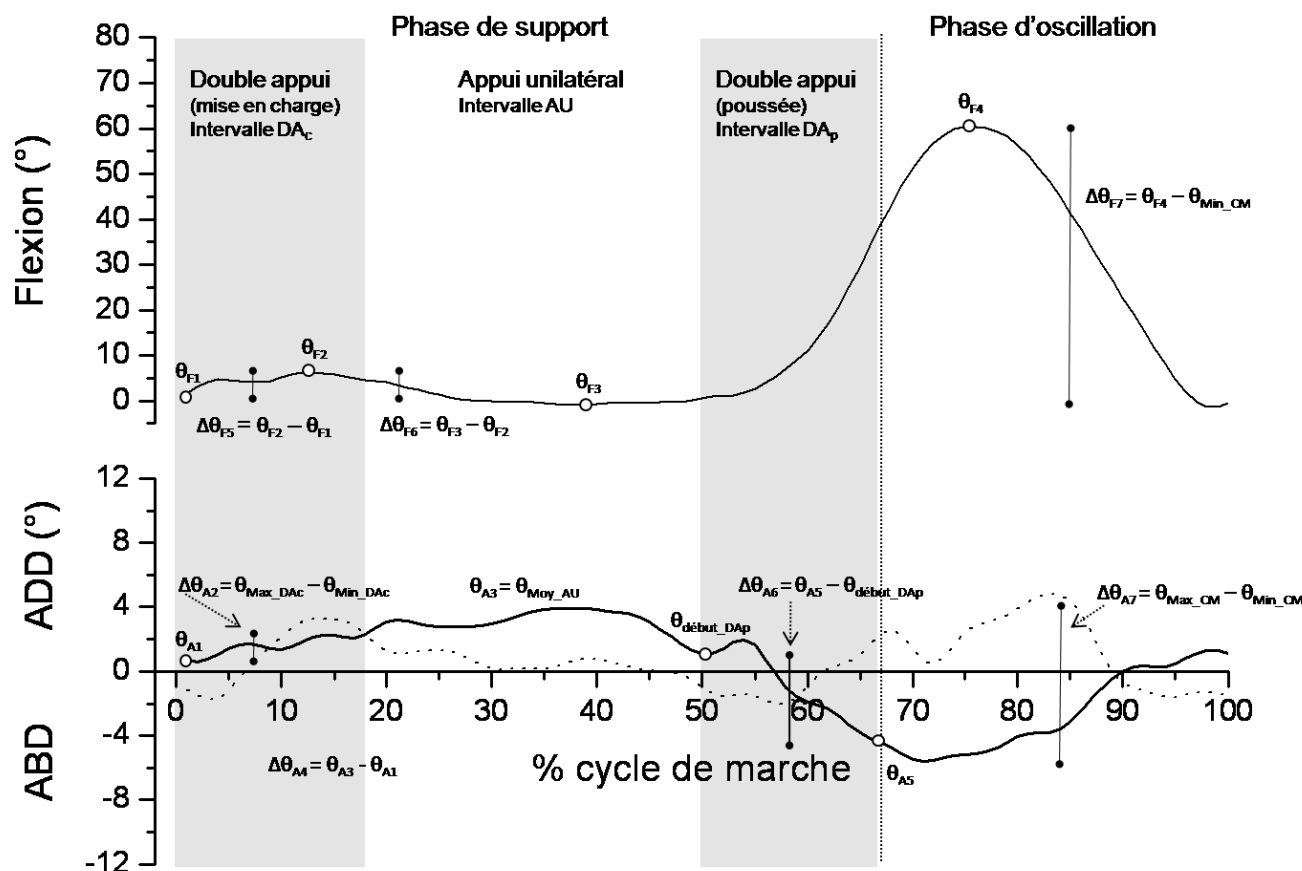


Figure 6.2. Identification des paramètres de cinématique angulaire sur des patrons typiques de mouvement en sagittal et en frontal lors d'un cycle de marche.

Le graphique du haut représente l'évolution de la flexion autour du genou. Le graphique du bas représente les deux types de patron d'adduction/adduction autour du genou qui ont été observés. Celui en continu, présent chez 88% des participants, se caractérise par un mouvement net en abduction lors de la poussée suivi par un mouvement de recouvrement en adduction durant l'oscillation. Celui en pointillé, observé chez seulement 12% des participants, se distingue par un mouvement net en adduction lors de la poussée qui se poursuit tardivement durant l'oscillation, se complétant dans sa phase terminale par un mouvement en abduction.

### 6.2.3. Analyses statistiques

La démarche d'analyses statistiques suivie pour répondre aux objectifs de la recherche comprenait deux étapes de tests. La première consistait à comparer le groupe de participants asymptomatiques (AS) à l'ensemble des quatre sous-groupes de patients gonarthrosiques ( $OA_{KL1,2,3,4}$ ). Une analyse de variance (ANOVA), avec le contraste AS vs  $OA_{KL1,2,3,4}$ , a été utilisée à cette fin. La seconde étape consistait à vérifier s'il existait une progression croissante ou décroissante significative en fonction de l'augmentation du niveau de détérioration de l'état du genou entre les groupes étudiés (AS,  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ ,  $OA_{KL3}$ ,  $OA_{KL4}$ ). Une analyse de variation monotone ( $\bar{E}^2$ ) a été l'approche statistique employée pour cette seconde étape d'analyse (Laurencelle et Dupuis, 1998). Cette analyse supplée à l'analyse en polynôme linéaire (p. ex. en régression linéaire simple) pour les cas où la variable indépendante invoquée n'est pas quantitative, comme c'est le cas ici pour le degré de sévérité de l'atteinte arthrosique, mais plutôt de type ordinal. L'ANOVA et l'analyse du  $\bar{E}^2$  ont été appliquées sur les variables biométriques caractérisant démographiquement les groupes étudiés (l'âge, le poids corporel et la taille des participants), les paramètres de cinématique angulaire présentés au tableau 6.2 et les trois paramètres spatio-temporels analysés dans le cadre de cette étude (vitesse de marche, largeur de pas et la longueur de foulée). Un seuil de significativité de 0,05 était utilisé pour l'ensemble des tests effectués.

La valeur du  $\bar{E}^2$  était calculée en exploitant le carré moyen intragroupe (ou d'erreur) et les degrés de liberté de l'ANOVA globale, effectuée sur les cinq groupes. Le  $\bar{E}^2$  était calculé, dans un premier temps, en considérant un modèle à cinq niveaux de comparaison, englobant l'ensemble des groupes étudiés. Une analyse de  $\bar{E}^2$  à quatre niveaux de comparaison, incluant seulement les sous-groupes de patients gonarthrosiques, pouvait aussi être effectuée. Cette dernière analyse impliquait la comparaison entre des états cliniques plus homogènes; elle était donc effectuée seulement si la première s'avérait significative.

L'évolution des valeurs moyennes entre les groupes pour une variable donnée pouvait ne pas correspondre directement au modèle de variation monotone. Si tel était le

cas, une opération d'« amalgamation » entre les moyennes qui transgressaient légèrement le modèle était effectuée pour « imposer » la relation attendue. Cette méthode d'amalgamation des moyennes est bien documentée dans Laurencelle et Dupuis (1998). Elle a été effectuée selon une démarche par énumération où la combinaison optimale a été déterminée par un algorithme de calcul.

Les variables biométriques caractérisant démographiquement les groupes étaient les premières variables sur lesquelles les analyses statistiques étaient appliquées. Il s'avérait important de vérifier s'il y avait des différences significatives de nature démographique entre les groupes et de vérifier si les variables pour lesquelles de telles différences étaient observées étaient linéairement reliées aux paramètres de cinématique angulaire. Par conséquent, pour toute variable biométrique pour laquelle l'un des deux tests statistiques (l'ANOVA ou l'analyse du  $\bar{E}^2$ ) s'avérait significatif, des tests de corrélation (de type *Pearson*) étaient effectués afin de déceler la présence d'une relation linéaire significative entre cette dernière variable et les paramètres de cinématique angulaire étudiés. Si tel était le cas, des analyses de variance considérant cette dernière variable à titre de covariable (ANCOVA) étaient effectuées sur les paramètres de cinématique ainsi que les paramètres spatio-temporels, en complément aux ANOVA<sup>50</sup>. Les résultats des ANCOVA sont rapportés et discutés seulement lorsqu'ils s'avéraient différents de ceux obtenus par les ANOVA.

Chaque condition de vitesse de marche a été analysée séparément selon la démarche présentée ci-dessus, cela dans le but de bénéficier du maximum de puissance statistique. Le recours à un modèle factoriel d'ANOVA incluant un facteur vitesse de marche aurait exclu du plan d'analyse les cinq participants qui n'ont pas été évalués à la condition de marche à vitesse rapide. Précisons que l'absence d'effets d'interaction entre les facteurs groupe et vitesse d'une ANOVA à deux facteurs sur les paramètres de cinématique angulaire a été vérifiée avant d'opter pour des analyses séparées entre chacune des conditions de vitesse.

---

<sup>50</sup> Rappelons que le but de l'ANCOVA est le même que celui de l'ANOVA, c.-à-d. de déterminer si la valeur de la variable dépendante diffère significativement d'un groupe à l'autre, mais cette comparaison entre les groupes a lieu une fois que l'effet linéaire de la covariable ait été soustrait des valeurs de la variable dépendante.

## 6.3. Résultats

### 6.3.1. Variables biométriques

Parmi l'ensemble des variables biométriques (l'âge, la taille et le poids corporel), le poids corporel est la seule pour laquelle des effets significatifs ont été obtenus. Ces effets significatifs sont ressortis de l'ANOVA contrastant le groupe de personnes AS et le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  ( $F_{1,44} = 11,93$ ;  $p \leq 0,001$ ). Ils sont aussi ressortis de l'analyse du  $\bar{E}^2$  effectuée selon cinq niveaux de comparaison ( $\bar{E}^2 = 0,224$ ; significatif à un seuil  $\alpha = 0,005$ ). La figure 6.3 permet d'apprécier graphiquement les différences en termes de poids corporel entre les cinq groupes. On s'aperçoit, à l'observation de cette figure, que le poids corporel varie entre les groupes selon trois paliers : le poids moyen des personnes AS est plus léger que celui des patients gonarthrosiques avec des atteintes légères à avancées ( $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ ,  $OA_{KL3}$ ) et celui du sous-groupe de patients le plus sévèrement atteints d'arthrose ( $OA_{KL4}$ ), qui est plus lourd que les autres sous-groupes de patients.

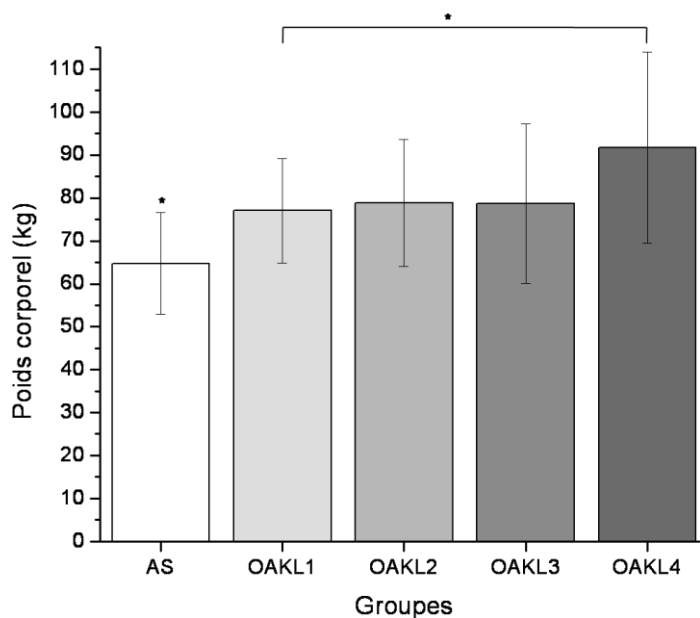


Figure 6.3. Graphique du poids corporel en fonction de chacun des cinq groupes étudiés. Le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  est significativement plus pesant que celui formé par les personnes AS.

Les tests de corrélation effectués sur l'ensemble des participants ont montré une relation linéaire significative, avec un  $r$  variant entre 0,30 et 0,45, entre le poids corporel et quelques paramètres de cinématique angulaire. Tel a été le cas pour quatre paramètres extraits du patron de flexion ( $\theta_{F1}$ ,  $\theta_{F2}$ ,  $\theta_{F3}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ) ainsi qu'un paramètre extrait du patron d'adduction/abduction ( $\theta_{A5}$ ).

Les deux observations précédentes, soit la présence d'une différence inter groupes en termes de poids corporel et l'existence de relations linéaires entre cette variable et certains paramètres de cinématique angulaire, viennent justifier la pertinence de considérer le poids corporel à titre de covariable pour les analyses effectuées sur les paramètres de cinématique angulaire et les paramètres spatio-temporels et d'en évaluer les impacts dans l'interprétation des résultats.

### **6.3.2. Paramètres de cinématique angulaire**

#### **6.3.2.1. Paramètres extraits du patron de flexion/extension**

Les paramètres extraits du patron de flexion/extension d'un participant appartenant au groupe de personnes AS ont été retirés des analyses statistiques<sup>51</sup>. Les analyses effectuées sur ce type de paramètres comptaient alors un échantillon de 15 au lieu de 16 personnes AS.

#### **À la vitesse de marche confortable**

La figure 6.4 illustre, en comparaison avec le patron de flexion/extension moyen du groupe de personnes AS, celui de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques ainsi que celui de l'ensemble des patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub>. On constate que le patron de flexion/extension moyen du groupe OA<sub>KL1,2,3,4</sub> ne se distingue que très légèrement de celui des personnes AS. On peut observer que les patients formant OA<sub>KL1,2,3,4</sub> ont tendance à réduire les angles de flexion maximaux qui ont lieu lors de la mise en charge ( $\theta_{F2}$ ) et lors de la phase d'oscillation ( $\theta_{F4}$ ). En portant attention à l'évolution entre les quatre sous-groupes de patients, on constate que la diminution de ces deux maximaux de

---

<sup>51</sup> Le patron de flexion/extension moyen de ce participant avait une allure très différente des patrons moyens des autres personnes appartenant au même groupe. Ce patron moyen se situait à plus de deux écarts-types de celui du groupe de personnes AS pour certaines portions du cycle de marche.



flexion par rapport au patron moyen des personnes AS suit une progression entre les groupes  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$  et  $OA_{KL4}$ . Cela suggère que ces effets s'accroissent avec l'augmentation de l'état de détérioration du genou. L'évolution des patrons moyens de ces trois sous-groupes, par rapport à celui des personnes AS, montre aussi une légère diminution progressive de l'angle de flexion minimal qui est atteint à la fin de la phase d'appui unilatéral ( $\theta_{F3}$ ). Remarquons, toutefois, que le patron de flexion/extension moyen du sous-groupe  $OA_{KL3}$  vient contrecarrer ces tendances évolutives. Contrairement aux patrons moyens des trois autres sous-groupes de patients, celui du groupe  $OA_{KL3}$  se caractérise par des angles de flexion légèrement plus prononcés que ceux des personnes AS, et cela du contact initial jusqu'au début de la poussée, incluant les angles  $\theta_{F2}$  et  $\theta_{F3}$ .

Le tableau 6.3 présente les valeurs moyennes observées et ajustées pour chacun des paramètres de flexion/extension étudiés à la condition de marche à la vitesse confortable. On y trouve aussi les résultats des ANOVA et ANCOVA ainsi que les résultats des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq et à quatre niveaux de comparaison (où  $k$  fait référence au nombre de niveaux comparés).

Quant à la capacité discriminante, aucun paramètre de flexion/extension ne s'est avéré significativement différent entre le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  et le groupe de personnes AS, et cela en considérant ou non le poids corporel à titre de covariable. Toutefois, certaines tendances assez fortes ont été obtenues à la suite de l'ANCOVA. À cet effet, on note une forte tendance discriminante dans le cas du paramètre quantifiant le changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{A6}$ ) et celui quantifiant l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal durant tout le cycle de marche ( $\Delta\theta_{A7}$ ).

Les résultats aux analyses du  $\bar{E}^2$  comparant cinq niveaux ont montré que trois paramètres de flexion/extension étaient sensibles au niveau de détérioration de l'état du genou entre un état asymptomatique et des grades croissants de sévérité de la gonarthrose. Ces effets significatifs ont été observés dans le cas de la mesure des changements angulaires dans le plan sagittal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A5}$ ) et durant l'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{A6}$ ) ainsi que dans le cas de la mesure de l'amplitude de mouvement

dans le plan sagittal durant tout le cycle de marche ( $\Delta\theta_{A7}$ ). Dans les trois cas, la direction des effets est une diminution des changements angulaires avec l'augmentation de l'état de détérioration du genou. Pour le paramètre  $\Delta\theta_{A5}$ , l'effet a été observé à partir de l'analyse effectuée sur les moyennes observées (cas où le poids corporel n'est pas considéré à titre de covariable). Pour les paramètres  $\Delta\theta_{A6}$  et  $\Delta\theta_{A7}$ , les effets ressortent uniquement à partir de l'analyse effectuée sur les moyennes ajustées. Les résultats des analyses du  $\bar{E}^2$  faites à partir de quatre niveaux de comparaison ont montré qu'aucune des évolutions observées sur les paramètres de flexion n'est significative lorsque seuls les patients gonarthrosiques sont comparés entre eux.

#### À la vitesse de marche rapide

Le tableau A8.2, que l'on retrouve à l'annexe 8, présente les résultats obtenus sur les paramètres de flexion/extension étudiés à la condition de marche à la vitesse rapide. Tel qu'il a été observé à la vitesse de marche confortable, aucun de ces paramètres ne s'est révélé significativement discriminant entre le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  et le groupe de personnes AS. Les résultats des analyses du  $\bar{E}^2$  ont montré que seule la mesure d'amplitude de mouvement dans le plan sagittal durant tout le cycle de marche ( $\Delta\theta_{A7}$ ) est significativement sensible à l'augmentation du niveau de détérioration du genou entre un état asymptomatique et des degrés croissants de sévérité de la gonarthrose. Cet effet avait aussi été noté à la condition de marche confortable. De plus, ce même paramètre ( $\Delta\theta_{A7}$ ) est aussi significativement sensible à l'augmentation du degré de détérioration de l'état du genou d'un sous-groupe de patients à l'autre, selon les résultats obtenus grâce à l'analyse du  $\bar{E}^2$  à quatre niveaux.

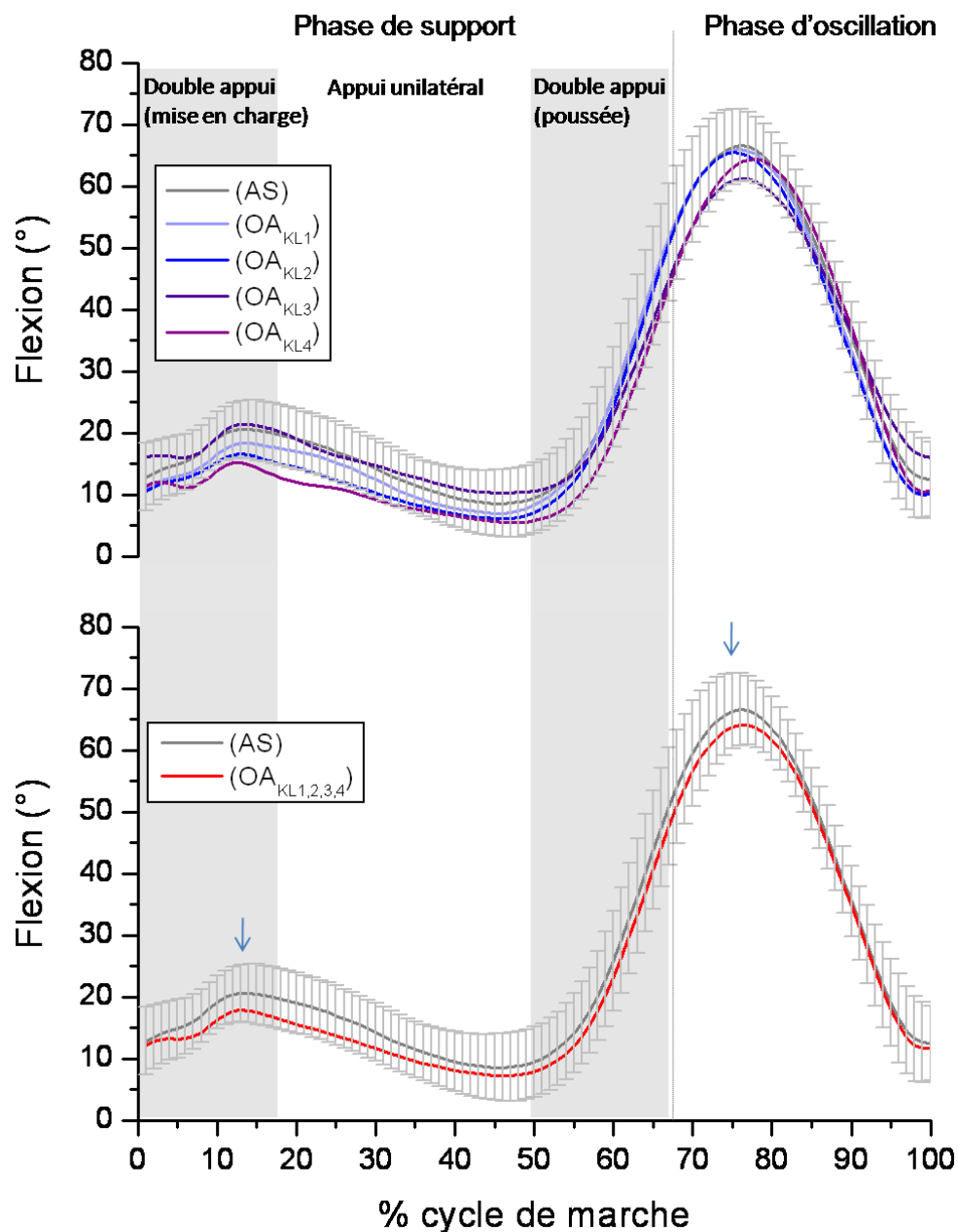


Figure 6.4. Le graphique du haut illustre le patron moyen de flexion/extension, exprimé en fonction des pourcentages du cycle de marche, de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques par rapport à celui des personnes AS. Le graphique du bas illustre le patron moyen du groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  en comparaison avec celui des personnes AS. Les deux flèches pointent les portions du cycle de marche où on observe les différences les plus notables entre les groupes. Pour le groupe de personnes AS, le patron moyen est représenté avec son écart-type.

Tableau 6.3. Résultats sur les paramètres de flexion/extension pour la condition de marche à la vitesse confortable

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées (en °)					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		(k = 5)	(k = 4)
	AS n = 15	OA <sub>KL1</sub> n = 10	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 10	F (1,43)	p	(dl <sub>e</sub> = 43)	(dl <sub>e</sub> = 43)
$\theta_{F1}$ – Angle dans le plan sagittal au contact initial	12,7 ± 5,6 <sup>†</sup>	10,7 ± 5,5 <sup>†</sup>	10,4 ± 7,7 <sup>†</sup>	16,1 ± 7,0 <sup>*</sup>	11,1 ± 5,8 <sup>*</sup>	0,108	0,744	0,032	-
$\theta_{F2}$ – Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	21,1 ± 4,5	18,7 ± 4,5 <sup>*</sup>	17,0 ± 5,2 <sup>*</sup>	21,7 ± 5,6 <sup>*</sup>	15,6 ± 10,5	1,940	0,171	0,068	-
$\theta_{F3}$ – Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	8,0 ± 5,4	6,6 ± 7,4 <sup>*</sup>	5,7 ± 7,8 <sup>*</sup>	9,2 ± 8,0 <sup>*</sup>	5,0 ± 10,6	0,299	0,587	0,016	-
$\theta_{F4}$ – Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	67,3 ± 5,7	66,5 ± 3,1	66,0 ± 5,7	62,4 ± 3,6 <sup>*</sup>	65,1 ± 6,5 <sup>*</sup>	2,002	0,164	0,071	-
$\Delta\theta_{F5}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	8,4 ± 4,0	8,1 ± 2,6	6,5 ± 3,4	5,7 ± 4,6	4,5 ± 5,3	2,850	0,099	0,114 <sup>‡</sup>	0,070
$\Delta\theta_{F6}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-13,1 ± 3,7	-12,1 ± 4,4	-11,3 ± 4,7 <sup>*</sup>	-12,5 ± 5,3 <sup>*</sup>	-10,6 ± 4,8	1,108	0,298	0,031	-
$\Delta\theta_{F7}$ – Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	59,8 ± 6,8 <sup>†</sup>	60,8 ± 5,0 <sup>†</sup>	60,8 ± 5,3 <sup>†</sup>	53,6 ± 7,2 <sup>*</sup>	61,2 ± 10,9 <sup>*</sup>	0,090	0,765	0,036	-
	Résultats ANCOVA								
	Moyennes ajustées (en °)								
						F (1,42)	p	(dl <sub>e</sub> = 42)	(dl <sub>e</sub> = 42)
$\theta_{F1}$ – Angle dans le plan sagittal au contact initial	11,4 ± 6,6 <sup>†</sup>	10,5 ± 6,0 <sup>†</sup>	10,5 ± 6,0 <sup>†</sup>	16,1 ± 6,0 <sup>*</sup>	12,5 ± 6,4 <sup>*</sup>	0,245	0,624	0,076	-
$\theta_{F2}$ – Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	19,5 ± 6,9	18,6 ± 6,2 <sup>*</sup>	17,0 ± 6,2 <sup>*</sup>	21,8 ± 6,2 <sup>*</sup>	17,2 ± 6,7	0,172	0,680	0,017	-
$\theta_{F3}$ – Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	5,2 ± 7,9	6,3 ± 7,1 <sup>†</sup>	5,8 ± 7,1 <sup>†</sup>	9,3 ± 7,1 <sup>*</sup>	7,8 ± 7,7 <sup>*</sup>	0,687	0,412	0,037	-
$\theta_{F4}$ – Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	-	-	-	-	-	-	-	-	-
$\Delta\theta_{F5}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge (mouvement de flexion)	8,2 ± 4,6	8,0 ± 4,1	6,6 ± 4,1	5,7 ± 4,1	4,6 ± 4,5	1,781	0,189	0,099	-
$\Delta\theta_{F6}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral (mouvement d'extension)	-14,3 ± 4,7	-12,3 ± 4,2	-11,2 ± 4,2 <sup>*</sup>	-12,5 ± 4,2 <sup>*</sup>	-9,4 ± 4,58	3,996	0,052	0,123 <sup>‡</sup>	0,052
$\Delta\theta_{F7}$ – Amplitude de mouvement dans le plan sagittal durant le CM	62,7 ± 7,3	61,1 ± 6,6	60,7 ± 6,6	53,5 ± 6,6 <sup>*</sup>	58,2 ± 7,1 <sup>*</sup>	3,549	0,067	0,155 <sup>‡</sup>	0,095

Note : Les écarts-types accompagnant les moyennes ajustées ont été calculés en considérant une homogénéité des variances inter groupes. Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle ( $\theta_{F1}$ ,  $\theta_{F2}$ ,  $\theta_{F3}$ ,  $\theta_{F4}$ ) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en flexion, sinon en extension. Pour la mesure d'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{F7}$ ), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (\*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (‡) et (‡) indiquent que les  $\bar{E}^2$  calculés sont significatifs à des seuils de 0,05 et de 0,025 respectivement. Abréviation : CM = cycle de marche.

### 6.3.2.2. Paramètres extraits du patron de rotations tibiales interne/externe

#### À la vitesse de marche confortable

La figure 6.5 permet de comparer le patron de rotations tibiales moyen du groupe des personnes AS avec celui de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques ainsi qu'avec celui formé par les patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub>. Lorsque l'on compare le patron de rotations tibiales du groupe de patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub> à celui des personnes AS, on constate que celui des patients gonarthrosiques est davantage concentré autour de la position neutre (-2,3° à 1,3°) comparativement à celui des personnes AS (-4,1° à 2,7°). On constate alors une légère déviation en rotation tibiale externe chez les patients comparativement aux personnes AS. Malgré cette petite différence, l'allure des deux patrons moyens est presque similaire tout au long du cycle de marche. À cet effet, on observe chez les deux groupes que la position angulaire au genou est légèrement en rotation externe au contact initial (angle de -2,1° chez les OA<sub>KL1,2,3,4</sub> vs -2,1° chez les AS). Un mouvement de rotation interne, un peu moins prononcé chez les patients, est effectué au cours de la mise en charge, ce qui positionne le genou légèrement en rotation interne à la fin de la phase de double support (angle de 1,0° chez les OA<sub>KL1,2,3,4</sub> vs 1,9° chez les AS) et le début de la phase d'appui unilatéral est marqué par un retour en position angulaire neutre. Une certaine nuance entre les patrons moyens de chacun des deux groupes apparaît lors de l'appui unilatéral et durant le double appui lors de la poussée (soit de 35 à 60% du cycle de marche). Chez les patients, une position neutre au genou est conservée tout au long de l'appui unilatéral alors que, chez les personnes AS, on note un mouvement de rotation interne qui débute relativement tôt au cours de la phase d'appui unilatéral et qui se poursuit jusqu'à la moitié du double appui. Chez les deux groupes, il y a un retour en positionnement angulaire neutre à la fin de la phase de support et un mouvement de rotation externe s'en suit au cours de la phase d'oscillation, à titre de préparation au prochain contact avec le tapis.

On constate, à la figure 6.5, qu'il existe des différences marquantes en termes de positionnement angulaire entre les patrons de rotations tibiales moyens des quatre sous-groupes de patients gonarthrosiques, les uns par rapport aux autres, ainsi qu'entre ces

derniers et le patron des personnes AS. Du contact initial jusqu'à la fin de la phase d'appui unilatéral, les patients des groupes  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ , et  $OA_{KL4}$  présentent des patrons moyens similaires, mais distincts de celui du groupe  $OA_{KL3}$ , et le patron moyen du groupe de personnes AS se trouve dans une position mitoyenne. Les positionnements angulaires moyens des patients des groupes  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$  et  $OA_{KL4}$  demeurent légèrement en rotation externe (angles variant entre  $0,7^\circ$  à  $-3,5^\circ$ ), ceux des personnes AS sont plutôt en légère rotation interne, après le contact initial (angles variant entre  $-0,3^\circ$  et  $2,0^\circ$ ), alors que ceux des patients  $OA_{KL3}$  fluctuent selon des degrés de rotation interne plus prononcés que dans le cas de tous les autres groupes et cela, dès le contact initial (angle variant entre  $0,0^\circ$  et  $4,0^\circ$ ). Ces différences montrent que le sous-groupe  $OA_{KL3}$  a un patron de rotation tibiale moyen particulier et en concordance avec les particularités de son patron de flexion/extension moyen. Le patron de mouvement du sous-groupe  $OA_{KL3}$  vient brouiller toute tendance évolutive entre les cinq groupes étudiés sur cette portion du cycle de marche. La phase de double appui lors de la poussée présente aussi des différences entre les cinq groupes qui résultent cette fois en une tendance intéressante. À cet effet, on constate que les personnes AS ainsi que les patients des groupes  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$  effectuent un mouvement de rotation externe autour du genou lors de la poussée alors que les patients atteints plus sévèrement, formant les groupes  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ , effectuent un mouvement de rotation interne.

La figure 6.6 illustre quatre types de patron de mouvement de rotations tibiales interne/externe qui ont été observés chez les participants. La reconnaissance de ces patrons a été faite de façon qualitative uniquement. Des méthodes objectives de classement seraient nécessaires pour évaluer s'il se dégage des profils différents entre les personnes asymptomatiques et les patients gonarthrosiques. La représentation de ces divers patrons permet ici simplement de constater la diversité des stratégies de mouvement individuelles au sein des participants au projet.

Le tableau 6.4 présente les résultats statistiques obtenus sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe à la condition de marche à la vitesse confortable. Les résultats des ANCOVA n'y sont pas rapportés puisqu'ils ne se distinguaient pas de ceux

obtenus à la suite des ANOVA. Les ANOVA ont montré une très forte tendance discriminante entre le groupe de personnes AS et celui des patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  pour un seul des paramètres extraits du patron de rotations tibiales, soit l'évaluation du changement angulaire dans le plan transverse accompagnant le mouvement d'extension durant la phase d'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{R4}$ ,  $p = 0,053$ ). De plus, le changement angulaire net dans le plan transverse durant la poussée ( $\Delta\theta_{R5}$ ) ainsi que l'angle à la fin de la phase de support ( $\theta_{R7}$ ) sont les seuls paramètres, selon les résultats des analyses du  $\bar{E}^2$ , qui sont ressortis comme étant sensibles à l'évolution de la détérioration du genou entre l'ensemble des cinq groupes analysés (AS,  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ ,  $OA_{KL3}$ ,  $OA_{KL4}$ ) ou entre les quatre sous-groupes de patients.

#### À la vitesse de marche rapide

Les résultats statistiques obtenus sur les paramètres de rotations tibiales pour la condition de marche à la vitesse rapide sont présentés au tableau A8.3, à l'annexe 8. En observant ce tableau, on remarque qu'aucun effet significatif et discriminant entre les patients formant le groupe  $OA_{KL1,2,3,4}$  et les personnes AS n'a été noté à la suite des ANOVA. Les évolutions significatives observées grâce aux analyses du  $\bar{E}^2$  pour les paramètres  $\Delta\theta_{R5}$  et  $\theta_{R7}$  à la condition de marche à la vitesse confortable ont été reproduites à cette condition de marche rapide.

Tableau 6.4. Résultats sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe pour la condition de marche à la vitesse confortable

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées (en °)					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		( $k = 5$ )	( $k = 4$ )
	AS n = 16	OA <sub>KL1</sub> n = 10	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 10	F (1,44)	p	(dl <sub>e</sub> = 44)	(dl <sub>e</sub> = 44)
$\theta_{R1}$ - Angle dans le plan transverse au contact initial	$-2,3 \pm 2,9^*$	$-3,6 \pm 2,1^*$	$-2,3 \pm 2,5$	$-0,0 \pm 3,8^\dagger$	$-2,7 \pm 4,0^\dagger$	0,019	0,890	0,044	-
$\Delta\theta_{R2}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant la mise en charge	$4,8 \pm 1,6^*$	$5,6 \pm 2,8^*$	$3,4 \pm 1,6^\dagger$	$5,0 \pm 2,8^\dagger$	$4,7 \pm 3,0^\dagger$	0,016	0,899	0,027	-
$\theta_{R3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	$0,6 \pm 2,5$	$-0,7 \pm 2,3^*$	$-0,9 \pm 2,5^*$	$1,1 \pm 2,9^*$	$-0,5 \pm 3,7$	0,963	0,332	0,015	-
$\Delta\theta_{R4}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	$0,4 \pm 2,4$	$-0,9 \pm 2,3^*$	$-0,4 \pm 1,7^*$	$-2,2 \pm 0,9^\dagger$	$-0,5 \pm 2,9^\dagger$	3,966	<u>0,053</u>	0,070	-
$\Delta\theta_{R5}$ - Changement angulaire net dans le plan transverse durant la poussée	$-2,2 \pm 3,8^*$	$-1,8 \pm 5,5^*$	$-2,7 \pm 3,8^*$	$1,7 \pm 3,0^\dagger$	$1,5 \pm 5,9^\dagger$	1,790	0,188	0,145 <sup>¥</sup>	0,114 <sup>‡</sup>
$\Delta\theta_{R6}$ - Amplitude de mouvement dans le plan transverse durant le CM	$11,7 \pm 3,2$	$11,3 \pm 2,4$	$10,3 \pm 1,4$	$8,8 \pm 2,2^*$	$10,9 \pm 3,6^*$	2,474	0,123	0,063	-
$\theta_{R7}$ - Angle dans le plan transverse à la fin de la phase de support	$-0,1 \pm 4,2^*$	$-2,2 \pm 4,7^*$	$-3,1 \pm 3,4^*$	$3,1 \pm 5,4^\dagger$	$1,9 \pm 5,0^\dagger$	0,004	0,949	0,167 <sup>¥</sup>	0,182 <sup>¥</sup>

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle ( $\theta_{R1}$ ,  $\theta_{R3}$ ) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ( $\Delta\theta_{R2}$ ,  $\Delta\theta_{R5}$ ) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en rotation tibiale interne, sinon en externe. Pour les mesures d'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{R4}$ ,  $\Delta\theta_{R6}$ ), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (\*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (‡), (¥) et (¥) indiquent que les  $\bar{E}^2$  calculés sont significatifs à des seuils de 0,05, 0,025 et 0,01. Abréviation : CM = cycle de marche.



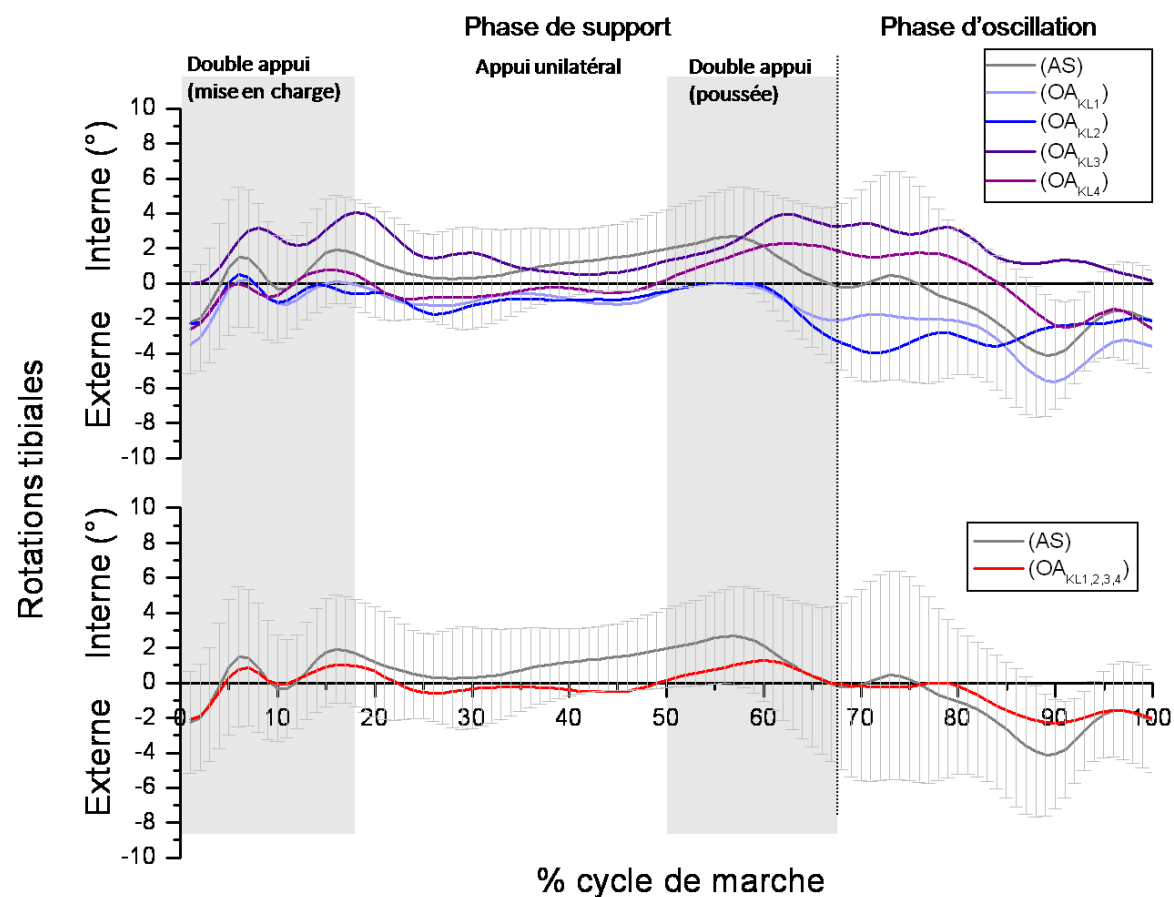


Figure 6.5. Le graphique du haut illustre le patron moyen de rotations tibiales interne/externe, exprimé en fonction des pourcentages du cycle de marche, de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques par rapport à celui des personnes AS. Le graphique du bas illustre le patron moyen du groupe de patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub> en comparaison au patron moyen des personnes AS.

Les bandes grisâtres représentent les sous-phases de la phase de support à la marche. Pour le groupe de personnes AS, le patron moyen est représenté avec son écart-type.

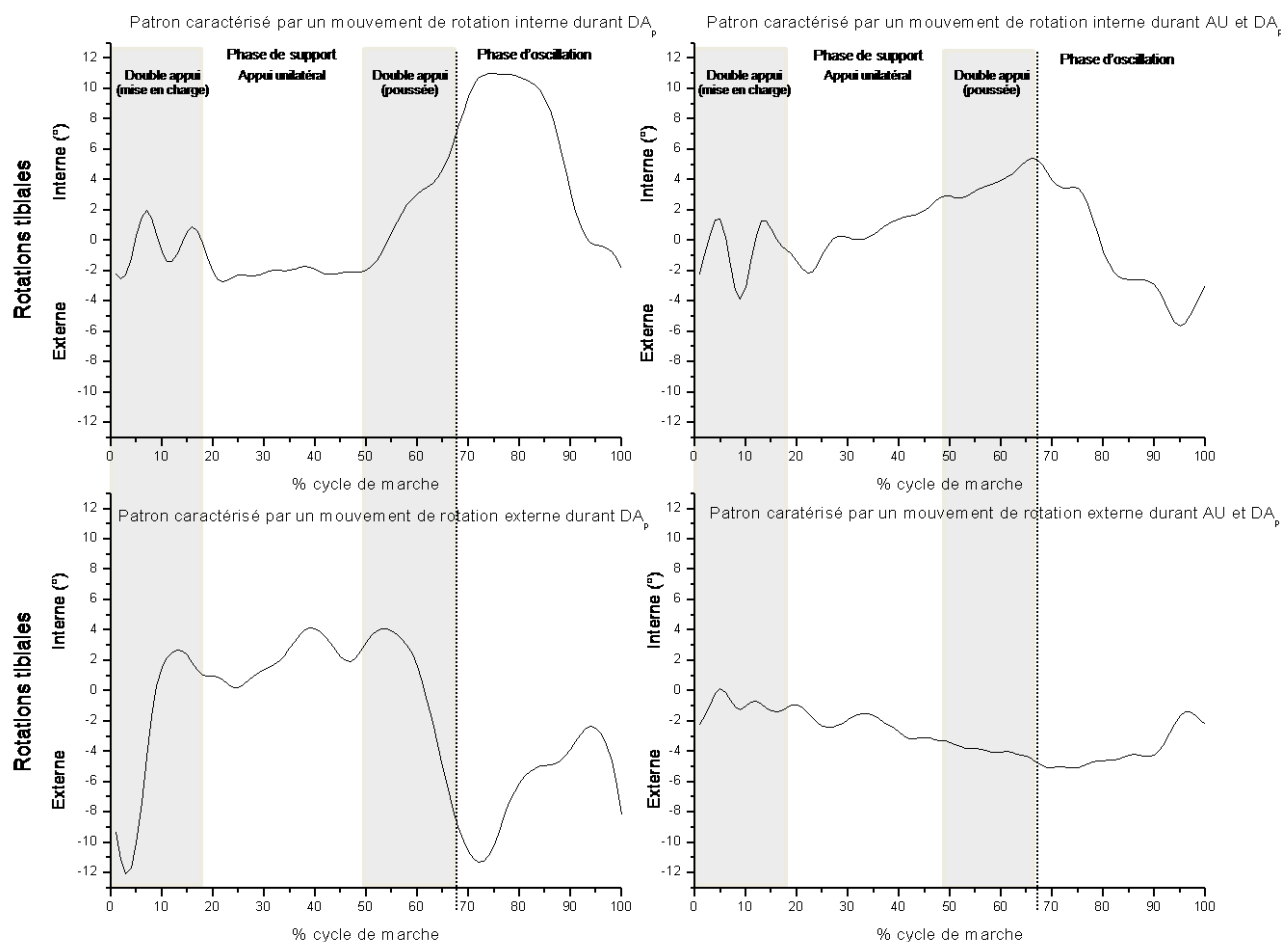


Figure 6.6. Graphiques illustrant les quatre types de patron de mouvement de rotations tibiales qui ont été observés chez les participants.

Au cours de la phase de support, ces patrons se distinguent par des combinaisons de mouvements différents durant les phases d'appui unilatéral (AU) et de double appui lors de la poussée ( $DA_p$ ). La phase d'oscillation n'a pas été considérée pour la distinction de ces quatre types de patron de mouvement.

### 6.3.2.3. Paramètres extraits du patron d'adduction/abduction

#### À la vitesse de marche confortable

La figure 6.8 illustre, en comparaison avec le patron moyen dans le plan frontal du groupe des personnes AS, celui de chaque sous-groupe de patients gonarthrosiques et celui du groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$ . On peut observer que, suite au contact initial, où les patients du groupe  $OA_{KL1,2,3,4}$  présentent un angle moyen en adduction légèrement plus prononcé que celui des personnes AS (angle de  $3,4^\circ$  chez les  $OA_{KL1,2,3,4}$  vs  $2,3^\circ$  chez les AS), les différences entre les deux groupes s'accroissent au cours de la phase de mise en charge et persistent tout au long de la phase de support. À cet effet, on constate que, chez les personnes AS, la position angulaire au contact initial demeure relativement stable jusqu'au cours de la phase d'appui unilatéral pendant laquelle elle diminue progressivement. La transition entre une position angulaire en adduction vers une position en abduction se produit alors relativement tôt pendant la phase de poussée, soit autour de 55% du cycle de marche. Dans le cas des patients formant le groupe  $OA_{KL1,2,3,4}$ , on note une augmentation de l'angle en adduction pendant la mise en charge. Par conséquent, le positionnement angulaire en adduction est élevé chez ces patients comparativement aux personnes AS ( $5,1^\circ$  chez les  $OA_{KL1,2,3,4}$  vs  $1,7^\circ$  chez les AS) pendant la phase d'appui unilatéral. La transition entre une position angulaire en adduction vers une position en abduction se produit alors plus tardivement chez les patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  que chez les personnes AS. Cette transition se produit chez les patients à la toute fin de la phase de poussée, autour de 65% du cycle de marche.

À la figure 6.8, l'illustration du patron de mouvement moyen dans le plan frontal de chaque sous-groupe de patients gonarthrosiques montre que ce sont les patrons des patients les plus sévèrement atteints d'arthrose ( $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ ) qui se distinguent considérablement de celui des personnes AS, et cela par des positions angulaires en adduction très élevées tout au cours du cycle de marche. Les patrons de mouvement dans le plan frontal des patients légèrement à modérément atteints d'arthrose ( $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ ) s'apparentent à celui des personnes AS sur toute la phase de support, mis à part un contact initial un peu plus en position neutre chez ces derniers.

Tel qu'il a été mentionné précédemment, deux patrons de mouvement d'adduction/abduction ont été observés chez les participants. Le patron le moins fréquent, se caractérisant par un mouvement en adduction lors de la poussée au lieu d'un mouvement en abduction, a été observé auprès des patients uniquement : six patients sur 33 (18%) présentaient cette stratégie de mouvement. De plus, la proportion de patients présentant cette stratégie de mouvement augmentait avec le niveau de sévérité de la pathologie. Elle se chiffrait à 12,5 % (2 cas sur 16) chez les patients ayant une atteinte légère à modérée ( $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ ) et à 23,5 % (4 cas sur 17) chez ceux ayant une atteinte plus sévère ( $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ ).

Le tableau 6.5 présente les résultats statistiques obtenus sur les paramètres d'adduction/abduction. Seuls les résultats des ANOVA sont présentés puisque ceux des ANCOVA ne se distinguaient pas de la première analyse de variance. Dans les deux cas, trois paramètres sont ressortis comme étant significativement discriminants entre les patients du groupe  $OA_{KL1,2,3,4}$  et les personnes AS, tels que les mesures de changement angulaire ( $\Delta\theta_{A4}$ ) et d'amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ ) ainsi que l'évaluation de la position moyenne dans le plan frontal durant la phase d'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ). De plus, une très forte tendance discriminante a été observée sur la mesure de l'angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ).

Les analyses du  $\bar{E}^2$  ont montré que six paramètres d'adduction/abduction sont sensibles à l'évolution du niveau de détérioration du genou entre un état asymptomatique et des grades croissants de sévérité de la gonarthrose : soit les quatre mêmes paramètres qui sont ressortis ci-dessus comme étant significativement discriminants, ou presque, entre les deux groupes étudiés ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ ) ainsi que l'angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ) et l'évaluation de la durée totale en adduction pendant la phase de support ( $T_{A8}$ ). Notons que, parmi ces six derniers paramètres, quatre ( $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\theta_{A5}$ ,  $T_{A8}$ ) sont également ressortis comme étant sensibles à l'évolution du niveau de sévérité de la pathologie à l'intérieur de l'échantillon de

patients gonarthrosiques, selon les résultats obtenus à l'analyse de variation monotone effectuée sur quatre niveaux de comparaison.

La figure 6.7 montre l'évolution entre les groupes de trois paramètres d'adduction intimement liés : l'angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ), le changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ ) et la position angulaire moyenne dans le plan frontal lors de l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ). On observe que, chez tous les sous-groupes de patients, il y a un mouvement en adduction, avec la mise en charge, autour du genou du membre inférieur en appui. Alors que, chez les personnes AS, on observe une faible tendance vers un mouvement en abduction. On constate aussi que le mouvement en adduction présent chez les patients tend à augmenter entre les sous-groupes OA<sub>KL1</sub>, OA<sub>KL2</sub> et OA<sub>KL3</sub>, alors qu'il y a une rupture de cette progression pour le groupe OA<sub>KL4</sub>. De plus, la figure 6.8 permet d'apprécier l'évolution croissante du degré d'adduction autour du genou avec l'augmentation de la sévérité de la pathologie pour les angles au contact initial ( $\theta_{A1}$ ) et lors de l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ).

#### À la vitesse de marche rapide

Le tableau A8.4, présentant les résultats à la condition de vitesse rapide sur les paramètres extraits du patron de mouvement en adduction/abduction, se trouve à l'annexe 8. Tel que pour la condition de marche à vitesse confortable, les résultats sont semblables entre les ANOVA et ANCOVA ; les résultats des ANOVA sont les seuls qui y sont alors rapportés. Les paramètres qui se sont avérés significativement discriminants entre le groupe de patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub> et celui des personnes AS sont les quatre mêmes qu'à la condition de marche à la vitesse confortable ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ ). À la suite de l'analyse du  $\bar{E}^2$  faite sur cinq niveaux de comparaison, les six paramètres qui sont ressortis comme étant sensibles à l'augmentation du niveau de détérioration du genou entre un état asymptomatique et des grades croissant de sévérité de la pathologie sont les mêmes que ceux ressortis à la condition de marche à la vitesse confortable ( $\theta_{A1}$ ,  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ ,  $T_{A8}$ ). L'analyse du  $\bar{E}^2$  sur quatre niveaux de comparaison a montré que cinq des six derniers paramètres étaient aussi sensibles à l'augmentation du niveau de sévérité de la pathologie ( $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ ,  $T_{A8}$ ).

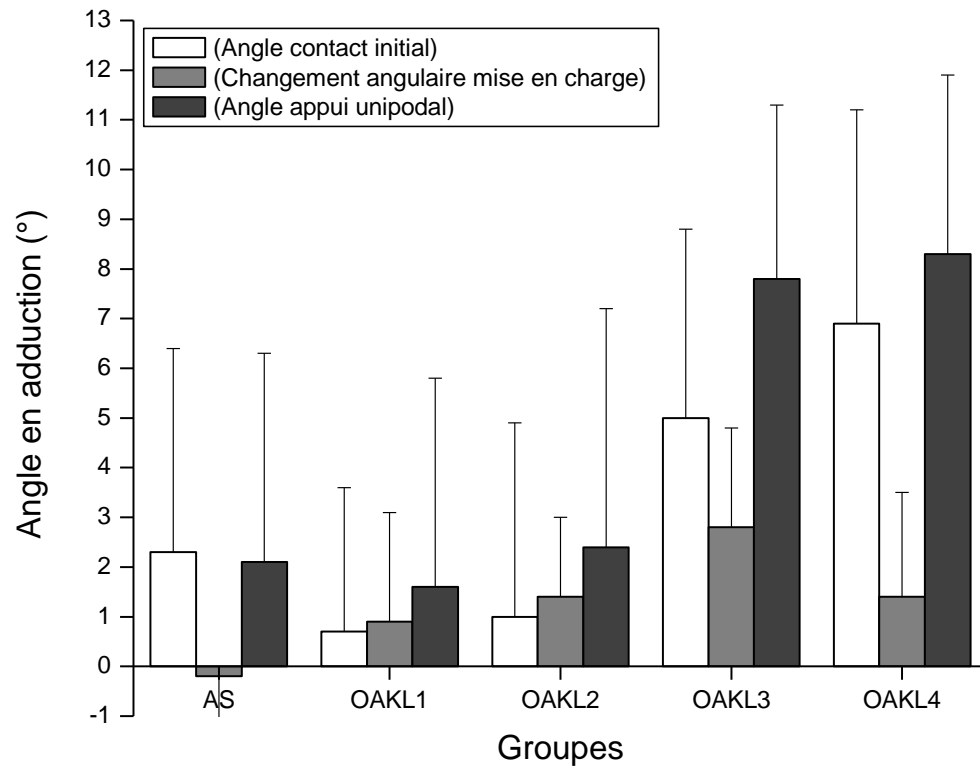


Figure 6.7. Évolution entre les groupes de l'angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ), du changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ ) et de la position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ).

Les écarts-types sont représentés par les traits verticaux.

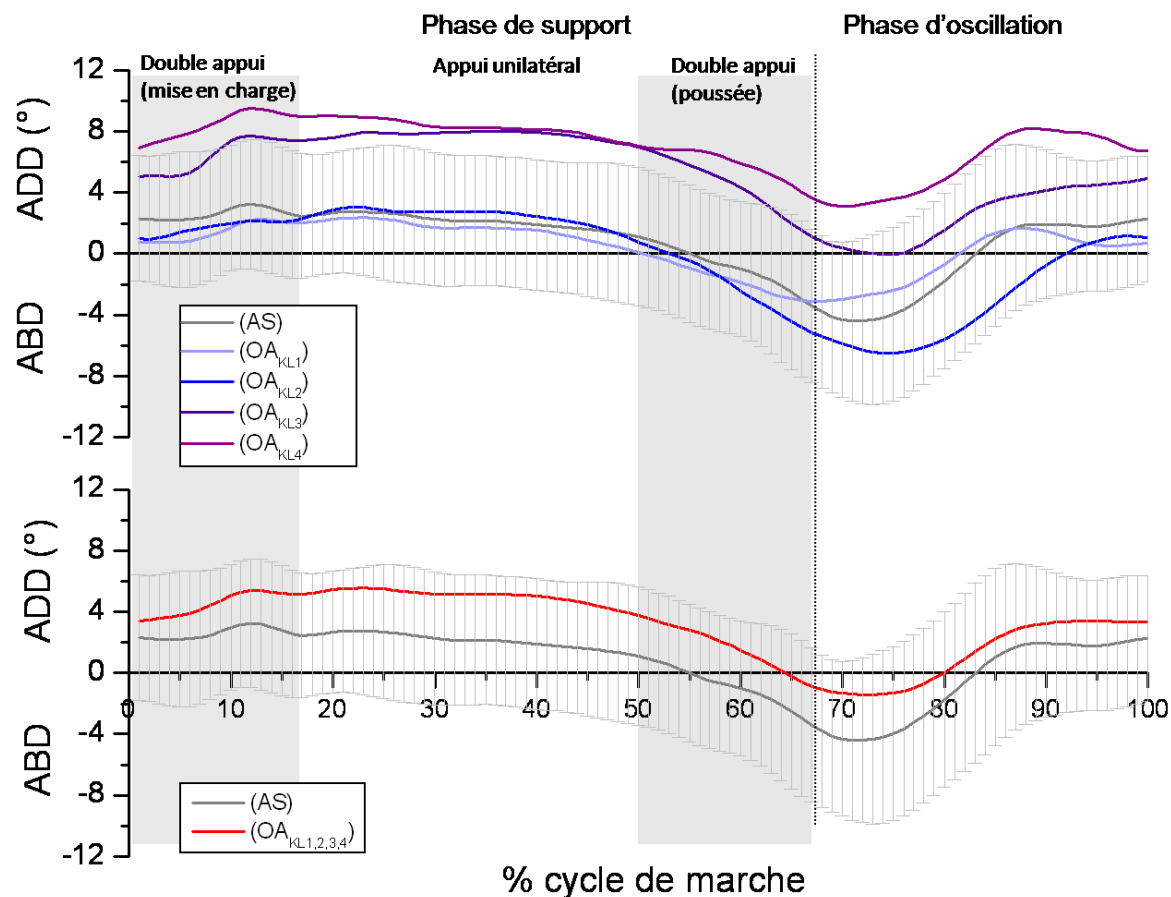


Figure 6.8. Le graphique du haut illustre le patron moyen en adduction (ADD)/abduction (ABD), exprimé en fonction des pourcentages du cycle de marche, de chacun des sous-groupes de patients gonarthrosiques par rapport à celui des personnes AS. Le graphique du bas illustre le patron moyen des patients du groupe OAKL1,2,3,4 en comparaison au patron moyen des personnes AS.

Les bandes grisâtres représentent les sous-phases de la phase de support à la marche. Pour le groupe de personnes AS, le patron moyen est représenté avec son écart-type.

Tableau 6.5. Résultats sur les paramètres en adduction/abduction pour la condition de marche à la vitesse confortable

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		(k = 5)	(k = 4)
	AS n = 16	OA <sub>KL1</sub> n = 10	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 10	F (1,44)	p	(dl <sub>e</sub> = 44)	(dl <sub>e</sub> = 44)
$\theta_{A1}$ – Angle dans le plan frontal au contact initial	2,3 ± 4,1 <sup>*</sup>	0,7 ± 2,9 <sup>*</sup>	1,0 ± 3,9 <sup>*</sup>	5,0 ± 3,8	6,9 ± 4,3	0,844	0,363	0,259 <sup>§</sup>	0,246 <sup>§</sup>
$\Delta\theta_{A2}$ – Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	2,2 ± 0,6	2,9 ± 0,9 <sup>*</sup>	2,3 ± 0,9 <sup>*</sup>	4,1 ± 2,0 <sup>†</sup>	3,5 ± 1,5 <sup>†</sup>	6,857	0,012	0,219 <sup>§</sup>	0,015
$\theta_{A3}$ – Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	2,1 ± 4,2 <sup>*</sup>	1,6 ± 4,2 <sup>*</sup>	2,4 ± 4,8	7,8 ± 3,5	8,3 ± 3,6	5,364	0,025	0,342 <sup>§</sup>	0,284 <sup>§</sup>
$\Delta\theta_{A4}$ – Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	-0,2 ± 1,4	0,9 ± 2,2	1,4 ± 1,6	2,8 ± 2,0 <sup>*</sup>	1,4 ± 2,1 <sup>*</sup>	10,095	0,003	0,168 <sup>ψ</sup>	0,051
$\theta_{A5}$ – Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	-4,1 ± 4,9 <sup>*</sup>	-3,0 ± 4,0 <sup>*</sup>	-5,8 ± 6,4 <sup>*</sup>	0,8 ± 3,1	3,0 ± 4,6	3,926	0,054	0,300 <sup>§</sup>	0,251 <sup>§</sup>
$\Delta\theta_{A6}$ – Changement angulaire net dans le plan frontal durant la poussée	-5,1 ± 2,8 <sup>*</sup>	-2,9 ± 2,9 <sup>*</sup>	-6,4 ± 3,7 <sup>†</sup>	-6,1 ± 5,9 <sup>†</sup>	-4,0 ± 5,0 <sup>†</sup>	0,026	0,872	0,031	–
$\Delta\theta_{A7}$ – Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant le CM	10,5 ± 2,2 <sup>*</sup>	8,7 ± 2,4 <sup>*</sup>	11,6 ± 4,1 <sup>†</sup>	11,8 ± 4,6 <sup>†</sup>	10,0 ± 2,6 <sup>†</sup>	0,001	0,969	0,055	–
T <sub>A8</sub> – Durée en adduction durant la phase de support (en % phase de support)	64,9 ± 36,3 <sup>*</sup>	60,4 ± 39,8 <sup>*</sup>	55,3 ± 45,0 <sup>*</sup>	93,5 ± 13,9	96,3 ± 11,2	1,319	0,257	0,213 <sup>§</sup>	0,189 <sup>§</sup>

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle ( $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\theta_{A5}$ ) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ( $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\Delta\theta_{A6}$ ) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en adduction, sinon en abduction. Pour les mesures d'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (\*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (ψ) et (§) précisent que les  $\bar{E}^2$  calculés sont significatifs à des seuils de 0,01 et 0,005. Abréviation : CM = cycle de marche.



### **6.3.3. Paramètres spatio-temporels**

#### À la vitesse de marche confortable

Le tableau 6.6 présente les résultats obtenus sur les paramètres spatio-temporels à la condition de marche à la vitesse confortable. Pour les deux types d'analyse de variance effectuée (ANOVA et ANCOVA), aucune différence significative n'a été notée entre le groupe de personnes AS et les patients du groupe OA<sub>KL1,2,3,4</sub> sur les trois paramètres étudiés (la vitesse de marche, la largeur de pas et la longueur de foulée). Les analyses du  $\bar{E}^2$  ont montré, toutefois, que la longueur de foulée diminuait significativement avec une augmentation de l'état de détérioration du genou à partir d'un état asymptomatique (analyse à cinq niveaux). Précisons que cette diminution est apparue significative seulement dans le cas de l'analyse du  $\bar{E}^2$  effectuée à partir des moyennes ajustées selon le poids corporel (ANCOVA).

#### À la vitesse de marche rapide

Comme dans le cas de la condition de marche à la vitesse confortable, aucun paramètre spatio-temporel ne s'est montré discriminant entre les patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub> et les personnes AS et cela, pour les deux types d'analyses de variance effectuées (voir le tableau A8.5 à l'annexe 8). De plus, les résultats aux analyses du  $\bar{E}^2$  ont montré qu'aucune évolution sur les paramètres spatio-temporels ne ressort comme étant significative, bien que l'on observe une diminution de la longueur de foulée qui est importante avec une augmentation de l'état de détérioration de l'état du genou, comme il avait été noté dans le cas de l'analyse faite pour la condition de marche à la vitesse confortable.

Tableau 6.6. Résultats sur les paramètres spatio-temporels pour la condition de marche à la vitesse confortable

Paramètres	Résultats ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		(k = 5)	(k = 4)
	AS n = 16	OA <sub>KL1</sub> n = 10	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 10	F (1,44)	p	(dl <sub>e</sub> = 44)	(dl <sub>e</sub> = 44)
Vitesse de marche (m/s)	0,87 ± 0,20 <sup>*</sup>	0,87 ± 0,16 <sup>*</sup>	0,78 ± 0,12 <sup>†</sup>	0,81 ± 0,30 <sup>†</sup>	0,81 ± 0,19 <sup>†</sup>	0,673	0,416	0,029	-
Longueur de foulée (cm)	92,4 ± 17,5	91,8 ± 13,7	90,9 ± 11,2	80,2 ± 26,0 <sup>*</sup>	87,7 ± 18,7 <sup>*</sup>	0,743	0,393	0,043	-
Largeur de pas (cm)	13,8 ± 2,2	15,0 ± 2,9 <sup>*</sup>	14,5 ± 3,0 <sup>*</sup>	15,3 ± 3,6 <sup>†</sup>	14,8 ± 3,2 <sup>†</sup>	1,401	0,243	0,023	-
Résultats ANCOVA									
	Moyennes ajustées					F (1,43)	p	(dl <sub>e</sub> = 43)	(dl <sub>e</sub> = 43)
Vitesse de marche (m/s)	0,89 ± 0,23	0,88 ± 0,20	0,78 ± 0,20 <sup>†</sup>	0,80 ± 0,20 <sup>†</sup>	0,79 ± 0,22 <sup>†</sup>	1,126	0,294	0,045	-
Longueur de foulée (cm)	96,8 ± 19,5	92,2 ± 17,3	90,7 ± 17,3	80,0 ± 17,3 <sup>*</sup>	83,3 ± 18,7 <sup>*</sup>	2,906	0,095	0,108 <sup>‡</sup>	0,055
Largeur de pas (cm)	14,0 ± 3,2	15,0 ± 2,9 <sup>*</sup>	14,5 ± 2,9 <sup>*</sup>	15,3 ± 2,9 <sup>†</sup>	14,6 ± 3,1 <sup>†</sup>	0,654	0,423	0,014	-

Note : Les moyennes ajustées sont accompagnées de l'écart-type ajusté, en considérant une homogénéité des variances inter groupes ; le (k) indique le nombre de niveaux comparés ; les annotations (\*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison ; l'annotation (‡) indique que le  $\bar{E}^2$  calculé est significatif à un seuil de 0,05.

## 6.4. Discussion

L'objectif général de cette étude était d'identifier des paramètres biomécaniques, issus d'une analyse en 3D de la cinématique angulaire autour du genou à la marche, qui soient de bons indicateurs de l'état clinique de patients gonarthrosiques. Nous avons comparé divers paramètres de cinématique angulaire entre des personnes asymptomatiques et un groupe de patients gonarthrosiques, hétérogène en termes de sévérité radiologique, en ayant pour objectif de cibler les paramètres discriminants entre ces deux types d'échantillon. De plus, nous avons étudié l'évolution de chacun des paramètres depuis un état asymptomatique jusqu'à différents niveaux de sévérité radiologique de l'atteinte arthrosique afin de faire ressortir les paramètres sensibles à l'évolution du déclin de l'état du genou. En plus des paramètres de cinématique angulaire autour du genou, les différences entre les groupes sur les paramètres spatio-temporels ont été étudiées pour mieux expliquer les effets observés sur les données de cinématique. Dans la démarche d'analyse, nous avons considéré l'effet du poids corporel sur les paramètres biomécaniques à cause de la différence significative observée entre les groupes liée à cette variable biométrique. Deux conditions de vitesse de marche ont été étudiées dans le but d'évaluer si l'une des deux était plus favorable à mettre en lumière les différences entre les groupes étudiés. Dans les sous-sections qui suivent, le critère choisi pour la formation des sous-groupes de patients, les résultats pertinents obtenus pour chacun des trois patrons de mouvement étudié ainsi que sur les paramètres spatio-temporels, les effets du poids corporel et des deux conditions de vitesse de marche sont discutés.

### 6.4.1. Critère de formation des sous-groupes de patients

Le critère de gradation du degré de sévérité de la pathologie a été défini sur la base des grades de sévérité selon l'échelle radiologique de Kellgren et Lawrence (1957) de l'atteinte au niveau du compartiment fémorotibial interne. Le grade de l'atteinte à ce compartiment était représentatif du degré de détérioration structurale maximale entre les deux compartiments fémorotibiaux, cela puisque tous les cas de patients gonarthrosiques

présentant une prédominance de l'atteinte au niveau du compartiment externe furent automatiquement exclus du projet. Le critère de gradation du degré de sévérité était alors un bon indicateur de l'état de la détérioration structurale fémorotibiale et il s'appuie sur une échelle standardisée. Bien que l'évolution entre les sous-groupes  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$ ,  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$  corresponde à un niveau croissant de détérioration structurale au niveau fémorotibial, elle peut ne pas être entièrement représentative d'un niveau croissant de la sévérité « globale » de la pathologie au niveau du genou. En fait, le critère de gradation du degré de sévérité qui fut utilisé ne tenait pas compte de la présence des atteintes radiologiques multicompartimentales (atteintes associatives aux niveaux du compartiment fémorotibial externe et/ou fémoropatellaire), de signes inflammatoires et de la présence d'instabilité articulaire, qui sont tous des aspects à considérer dans l'évaluation de la sévérité globale de la pathologie. Développer un indice de sévérité qui aurait considéré toutes ces manifestations cliniques aurait représenté un travail de recherche en soi.

Malgré les limites du critère de sévérité adopté, le tableau 6.1 montre que le pourcentage de cas ayant des signes radiologiques d'une atteinte arthrosique fémoropatellaire ainsi que le pourcentage de cas présentant de l'instabilité articulaire (en médio-latéral) s'accroissaient entre les sous-groupes  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL4}$ . Dans ce tableau, on peut aussi noter que le sous-groupe  $OA_{KL4}$  était celui qui contenait le plus haut pourcentage de cas avec des atteintes radiologiques multicompartimentales, de l'inflammation ainsi que de l'instabilité articulaire. Ces observations sur le bilan clinique entre les quatre sous-groupes contribuent à démontrer la pertinence du critère de gradation du degré de sévérité que nous avons utilisé.

#### **6.4.2. Patron de flexion/extension**

Parmi les paramètres de cinématique issus du patron de flexion/extension, aucun ne s'est avéré significativement discriminant entre le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  et celui composé des personnes AS. Les résultats des ANCOVA ont montré toutefois une forte tendance chez ce groupe de patients à diminuer l'ampleur du mouvement d'extension lors de la phase d'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{F6}$ ,  $p = 0,052$ ) et à réduire leur amplitude de

mouvement dans le plan sagittal durant la marche ( $\Delta\theta_{F7}$ ,  $p = 0,067$ ). En concordance avec ces tendances, les analyses du  $\bar{E}^2$  effectuées ont permis de cibler qu'il existait une diminution significative de l'ampleur du mouvement de flexion lors de la mise en charge ( $\Delta\theta_{F5}$ ), de l'ampleur du mouvement d'extension lors de la phase d'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{F6}$ ) ainsi que de l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal durant un cycle de marche ( $\Delta\theta_{F7}$ ) en s'éloignant d'un état asymptotique. Entre les sous-groupes de patients, l'évolution de ces trois paramètres n'était toutefois pas assez marquée pour s'avérer significativement sensible à la gradation de la sévérité radiologique de la pathologie.

Dans l'ensemble, les résultats observés sur les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$  viennent confirmer l'une des hypothèses de recherche, selon laquelle l'arthrose au genou engendrerait une diminution des variations angulaires en flexion lors de la mise en charge et en extension lors de la phase d'appui unilatéral. L'analyse de ces deux paramètres n'avait été guère entreprise dans les travaux antérieurs portant sur la caractérisation du patron de marche des personnes gonarthrosiques. Manetta et coll. (2002), qui se sont aussi intéressés au paramètre  $\Delta\theta_{F5}$ , ont également noté une diminution significative de ce paramètre. L'observation d'une diminution significative du paramètre  $\Delta\theta_{F7}$ , associée avec l'arthrose, est un effet qui avait déjà été bien documenté dans la littérature (Astéphen et coll., 2008; Baliunas et coll., 2002; Messier et coll., 1992). Dans le même sens que les résultats des travaux de Astéphen et coll. (2008), ceux obtenus ici sur ce paramètre  $\Delta\theta_{F7}$  suggèrent que la diminution de l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal lors d'un cycle de marche devient plus marquée avec la détérioration croissante de l'état du genou. À cet effet, Astéphen et coll. (2008) avaient noté une différence significative sur ce paramètre uniquement entre des personnes très sévèrement atteintes de gonarthrose (stade préopératoire) et des personnes asymptomatiques.

Comme autre aspect, l'ensemble des résultats de la présente étude laisse croire que les paramètres de variation angulaire ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ) sont plus sensibles à l'état arthrosique que les paramètres de position angulaire ( $\theta_{F1}$ ,  $\theta_{F2}$ ,  $\theta_{F3}$ ,  $\theta_{F4}$ ), pour lesquels

aucun effet significatif n'a été obtenu. Cependant, des tendances ont été observées sur certains de ces paramètres de position angulaire et elles viennent expliquer les effets significatifs obtenus sur les paramètres de variation angulaire ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ). Tel que le montre la figure 6.4 dans la section des résultats, la majorité des patients semblaient restreindre le degré de flexion maximale lors de la mise en charge ( $\theta_{F2}$ ) ainsi que lors de la phase d'oscillation ( $\theta_{F4}$ ) et, selon les évolutions observées entre les sous-groupes de patients  $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$  et  $OA_{KL4}$ , ces deux effets semblent s'accroître avec l'augmentation de la sévérité de la pathologie. Ces tendances évolutives observées sur les paramètres  $\theta_{F2}$  et  $\theta_{F4}$  vont dans le même sens que des résultats récents obtenus par Astephen et coll. (2008). Alors que ces derniers ont comparé trois groupes ayant un degré de détérioration du genou croissant (AS vs OA modéré [ $G_{KL} 1,2,3,4$ ] vs OA préopératoire [ $G_{KL} 3,4$ ]), ils n'ont pas obtenu de diminution significative du paramètre  $\theta_{F4}$  entre le groupe de personnes AS et le groupe de OA modéré, mais ils ont observé des effets significatifs entre le groupe de personnes AS et le groupe de OA préopératoire ainsi qu'entre les deux groupes de OA. De plus, sur le paramètre  $\theta_{F2}$ , ils ont noté une diminution progressive et significative entre les trois groupes évalués. Le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  formé dans le cadre de ce projet doctoral ressemblait à celui des OA modéré dans le cas des travaux de Astephen et coll. (2008), car aucun des patients ayant pris part à notre projet avait atteint le stade clinique préopératoire. Ainsi, en plus des effets observés sur les paramètres de variation angulaire ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ), des diminutions significatives auraient possiblement été aussi obtenues sur les paramètres  $\theta_{F2}$  et  $\theta_{F4}$  si des cas d'arthrose plus sévères avaient pris part au présent projet ou si l'échantillon de patients avait été plus nombreux, comme dans les travaux de Astephen et coll. (2008) où 121 personnes gonarthrosiques ont été évaluées.

Le fait que, dans la présente étude, nous avons noté une plus grande sensibilité à l'état arthrosique pour les paramètres de variation angulaire ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ) par rapport aux paramètres de position angulaire ( $\theta_{F1}$ ,  $\theta_{F2}$ ,  $\theta_{F3}$ ,  $\theta_{F4}$ ), peut se comprendre en grande partie par les observations que l'on peut faire à la figure 6.9. Cette figure illustre des patrons de flexion/extension assez divergents, surtout du contact initial jusqu'au

début de la poussée, entre trois patients et par rapport au patron moyen du groupe de personnes AS. On note aussi que deux patients ( $P_{OA_{KL3}}$  et  $P_{OA_{KL4}}$ ) adoptent une stratégie que l'on nomme « genou fléchi », alors que le troisième patient ( $P_{OA_{KL4}}$ ) utilise une stratégie « genou en extension ». La stratégie « genou fléchi », aussi observée par Al-Zahrani et Bakheit (2002), se caractérise par un contact initial avec un angle de flexion au genou prononcé, peu de flexion supplémentaire durant la mise en charge et peu de mouvement d'extension lors de l'appui unilatéral. La stratégie « genou en extension », rapportée également par Baliunas et coll. (2002) ainsi que Fisher et coll. (1997), se caractérise par un contact initial avec un léger degré de flexion, un peu d'extension est effectuée durant la mise en charge, positionnant alors le genou autour de l'extension complète lors de l'appui unilatéral. La présente étude est la première à rapporter la coexistence de ces deux stratégies de mouvement à l'intérieur du même échantillon de patients gonarthrosiques. Puisque ces stratégies sont bien divergentes en termes de position angulaire, elles engendrent donc une grande variabilité inter patients sur les paramètres de position angulaire. Cela a pour conséquence de noyer toute différence significative ou tendance évolutive entre les patients et les personnes AS sur ces paramètres. Par ailleurs, étant donné que ces stratégies présentent des tendances similaires en termes de changement angulaire durant la phase d'appui, elles impliquent toutes deux une diminution des mouvements de flexion lors de la mise en charge ( $\Delta\theta_{F5}$ ) et d'extension lors de l'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{F6}$ ). Il en résulte l'obtention d'effets significatifs sur ces paramètres. Nous proposons alors que les effets notés sur les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$  seraient des attributs assez communs aux diverses stratégies individuelles des patients gonarthrosiques, dont l'ampleur s'accentuerait en s'éloignant de l'état asymptomatique, tel que démontré en résultat aux analyses du  $\bar{E}^2$ .

La figure 6.8 met donc en lumière qu'il existe une hétérogénéité des types de patron de flexion/extension à la marche à l'intérieur d'un échantillon de patients gonarthrosiques. Cela est certainement en lien avec le caractère hétérogène de cette pathologie en termes de manifestations cliniques.

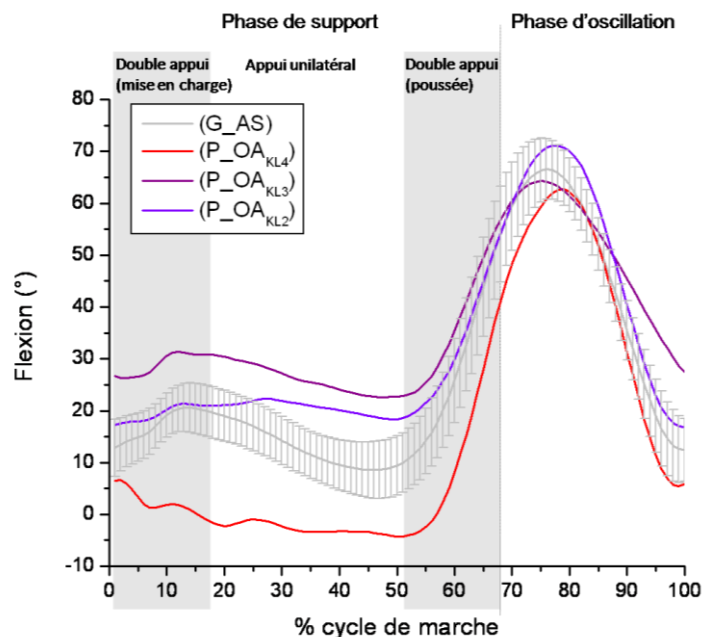


Figure 6.9. Ce graphique illustre le patron de flexion moyen de trois patients gonarthrosiques atteints selon des grades de sévérité radiologiques différents ( $P_{OA_{KL2}}$ ,  $P_{OA_{KL3}}$  et  $P_{OA_{KL4}}$ ) en comparaison avec le patron de flexion moyen du groupe de personnes asymptomatiques ( $G_{AS}$ ).

#### 6.4.3. Patron de rotations tibiales interne/externe

Aucun paramètre de rotations tibiales interne/externe n'est ressorti comme étant significativement discriminant entre le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  et le groupe de personnes AS. Les ANOVA ont cependant permis de faire ressortir une forte tendance entre ces deux groupes : un mouvement de rotation tibiale lors de la phase de support unilatéral était davantage présent et, en rotation externe, chez les patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  comparativement aux personnes AS ( $\Delta\theta_{R4}$ ,  $p = 0,053$ ). De plus, selon les résultats obtenus à la suite des analyses du  $\bar{E}^2$ , deux paramètres étaient significativement sensibles à l'évolution du degré de détérioration du genou, soit le paramètre évaluant le changement angulaire net dans le plan transverse durant la poussée ( $\Delta\theta_{R5}$ ) et celui évaluant l'angle dans ce plan à la fin de la phase de support ( $\theta_{R7}$ ). Ces paramètres étaient significativement sensibles à la détérioration de l'état du genou à partir d'un stade asymptomatique et à l'augmentation du degré de sévérité radiologique de la pathologie d'un sous-groupe de patients à l'autre. Ces effets dénotent qu'il semble se produire une



modification de la stratégie de mouvement dans le plan transverse lors de la poussée avec un accroissement de la sévérité de la gonarthrose fémorotibiale interne. À cet effet, chez les personnes asymptomatiques ainsi que chez les patients des sous-groupes  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ , un mouvement net de rotation tibiale externe est effectué pendant le mouvement de flexion lors de la poussée. Cependant, chez les patients plus sévèrement atteints d'arthrose, soit des sous-groupes  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ , la flexion lors de la poussée est accompagnée d'un mouvement net de rotation tibiale interne. L'ensemble de ces résultats laisse voir que l'état arthrosique est associé à l'altération de certaines portions du patron de rotations tibiales interne/externe lors de la marche, telles que les phases d'appui unilatéral et de double appui lors de la poussée.

Bien que ces observations soient intéressantes, la majorité des hypothèses de recherche n'ont pas été confirmées. Sur la base des résultats obtenus par Nagao et coll. (1998), ayant analysé un mouvement d'extension autour du genou en position debout, on s'attendait à observer une diminution significative du mouvement de rotation tibiale interne durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{R2}$ ) chez les patients gonarthrosiques ou avec l'évolution du niveau de détérioration du genou. Bien que la figure 6.5 montre une petite tendance dans ce sens, les résultats obtenus ici suggèrent plutôt que le mouvement de rotation interne, couplé à la flexion lors de la mise en charge, tel qu'observé chez des personnes saines dans les travaux de Lafortune et coll. (1992), est assez bien préservé chez les patients gonarthrosiques de la présente étude. De plus, lors de la phase d'appui unilatéral, on s'attendait à observer un mouvement de rotation externe moins prononcé chez les patients gonarthrosiques comparativement aux personnes AS. Or, la forte tendance discriminante observée sur le paramètre  $\Delta\theta_{R4}$  suggère plutôt un effet inverse. Cet effet serait en partie causé par la présence d'un léger mouvement de rotation interne chez les personnes AS et, surtout, il serait lié à un mouvement de rotation externe prononcé chez le sous-groupe  $OA_{KL3}$ , conséquemment au fait que le degré de rotation tibiale interne est prononcé à la fin de la mise en charge chez ce sous-groupe de patients ayant opté pour une stratégie genou fléchi.

Comme autre hypothèse, en concordance avec l'affirmation de Nagao et coll. (1998) proposant que le genou arthrosique se comporterait davantage comme une articulation à pivot ou à charnière, on s'attendait à obtenir une diminution de l'amplitude de mouvement dans le plan transverse évaluée sur tout le cycle de marche ( $\Delta\theta_{R6}$ ), en plus d'une réduction du paramètre  $\Delta\theta_{R2}$  (évaluant l'ampleur du mouvement de rotation interne lors de la mise en charge). Cependant, les résultats obtenus dans cette étude sur le patron de flexion/extension et sur le patron de rotations tibiales interne/externe ne supportent pas cette affirmation de Nagao et coll. (1998). À cet effet, malgré le fait que l'on ait observé un certain mécanisme de verrouillage de l'articulation dans le plan sagittal avec l'évolution de la détérioration du genou (selon les diminutions obtenues sur les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ), l'absence d'une réduction significative des paramètres de rotations tibiales  $\Delta\theta_{R6}$  et  $\Delta\theta_{R2}$  laisse croire que le patron de marche des personnes gonarthrosiques ne se caractérise pas par un verrouillage articulaire dans le plan transverse.

Concernant la dernière hypothèse, nous avons proposé que le patron de rotations tibiales interne/externe des patients arthrosiques se caractériserait par une position angulaire en rotation externe plus prononcée que chez les personnes AS, à la mi-phase d'appui unilatéral ( $\theta_{R3}$ ). Cette hypothèse avait été proposée en se basant sur les travaux de Matsui et coll. (2005) et de Saari et coll. (2005) qui ont démontré qu'il existe une déformation ou un biais en rotation tibiale externe chez les gonarthrosiques. Or, aucune différence significative n'a été notée sur ce paramètre. Malgré l'absence de cette différence, certaines évidences expérimentales dans la présente étude sont en concordance avec les observations de Matsui et coll. (2005) et de Saari et coll. (2005). Premièrement, le patron moyen de rotations tibiales interne/externe de trois des quatre sous-groupes de patients ( $OA_{KL1}$ ,  $OA_{KL2}$  et  $OA_{KL4}$ ) démontre un biais en rotation tibiale externe par rapport à celui des personnes AS, et cela sur plus de 85% de la phase de support (de 0 à 58% du cycle de marche) selon la figure 6.5. Chez le sous-groupe  $OA_{KL3}$ , on observe plutôt un biais en rotation interne par rapport aux personnes AS jusqu'à la mi-phase d'appui unilatéral, qui serait certainement lié à l'adoption de la

stratégie « genou fléchi ». Deuxièmement, on peut observer sur cette même figure que les positions angulaires des patients du groupe  $OA_{KL1,2,3,4}$  semblent être significativement plus en rotation tibiale externe par rapport à celles du groupe de personnes AS à la toute fin de la phase d'appui unilatéral, entre 40 et 50% du cycle de marche. Cette observation suggère que les écarts de positionnement angulaire dans le plan transverse entre les groupes ( $OA_{KL1,2,3,4}$  vs AS) deviendraient considérables alors que le genou est près de l'extension complète.

Au sujet des évolutions significatives entre les cinq sous-groupes étudiés qui ont été observées sur le paramètre évaluant le changement angulaire net dans le plan transverse durant la poussée ( $\Delta\theta_{R5}$ ) ainsi que celui évaluant l'angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support ( $\theta_{R7}$ ), certains aspects méritent d'être abordés. Précisons que les différentes façons dont les patrons de rotation tibiale interne/externe évoluent durant la phase de poussée d'un groupe à l'autre prennent appui sur certaines évidences scientifiques, documentées dans la littérature. À cet effet, lorsque l'on porte attention à la figure 6.5, on constate que lors de la première moitié de la phase de poussée, où le genou passe de 5° à 20° de flexion environ, un mouvement de rotation tibiale interne est présent chez tous les sous-groupes de participants, ce qui est en concordance avec les travaux de Johal et coll. (2005) et de Lafortune et coll. (1992). À cet effet, Johal et coll. (2005) démontrent qu'un mouvement de flexion se situant entre -5° et 20° est obligatoirement accompagné d'un mouvement de rotation tibiale interne (ou de rotation fémorale externe) causé par un déplacement postérieur important du condyle fémoral latéral, au cours de cet arc de mouvement. Un mouvement de flexion à des positions angulaires au-delà de 20° de flexion ne serait toutefois pas nécessairement accompagné d'un mouvement de rotation tibiale plus en interne qu'en externe (Johal et coll., 2005). Dans ce sens, on observe entre les cinq sous-groupes étudiés, des stratégies de mouvement de rotations tibiales différentes au cours de la seconde moitié de la phase de poussée.

Dans cet ordre d'idées, lors de la seconde moitié de la phase de poussée, un mouvement de rotation tibiale externe est effectué chez le groupe de personnes AS, ce

qui dispose le genou en position neutre dans le plan transverse à la fin de la poussée. Un mouvement de rotation externe est aussi observé chez les patients légèrement à modérément atteints d'arthrose ( $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ ), mais une position angulaire en rotation externe est atteinte à la fin de la poussée chez ces derniers. De cette observation, il est possible de croire que ces patients effectuent la poussée à la marche en accentuant l'ouverture des pieds vers l'extérieur ou en exagérant le degré de rotation interne et d'adduction fémorales au niveau d'articulation coxo-fémorale. Ces stratégies sont des mécanismes compensatoires déjà observés chez les gonarthrosiques afin de minimiser les contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne lors de la marche (Chang et coll., 2007; Fregly, 2008; Rutherford et coll., 2008). Des analyses séparées des patrons de cinématique segmentaire du fémur et du tibia seraient pertinentes pour être en mesure de déterminer quelles sont les sources de compensation de ces patients. Il serait aussi pertinent d'étudier la cinématique autour de la cheville et au niveau du pied afin de vérifier la présence de mécanismes compensatoires en lien avec les observations faites au niveau du patron de rotations tibiales. Dans le cas des patients plus sévèrement atteints d'arthrose ( $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ ), on a plutôt observé un mouvement de rotation tibiale interne lors de la seconde portion de la phase de poussée positionnant ainsi le genou en rotation interne plus prononcée par rapport aux autres groupes (surtout par rapport aux patients  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ ). Un tel mouvement de rotation tibiale et un tel positionnement angulaire dans le plan transverse à la fin de la phase de poussée sont probablement associés à un désalignement en varus prononcé et consécutifs au stade avancé de détérioration structurale du compartiment interne chez ces patients.

Comme dans le cas de l'analyse du patron de flexion/extension, un éventail de stratégies de mouvement de rotations tibiales interne/externe a été observé d'un individu à l'autre, aussi bien chez les personnes asymptomatiques que parmi les patients (voir la figure 6.6). Malgré la pluralité des stratégies de mouvement existantes, certains attributs caractérisant le patron de mouvement angulaire dans le plan transverse à la marche de personnes gonarthrosiques ont été notés dans cette étude. L'ensemble des résultats

obtenus sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe montre que l'évolution de l'état gonarthrosique altérerait les phases d'appui unilatéral et de poussée, à la marche.

#### **6.4.4. Patron d'adduction/abduction**

Plusieurs différences se sont avérées significatives entre le patron de mouvement dans le plan frontal lors de la marche des patients gonarthrosiques et celui des personnes asymptomatiques. À cet effet, les ANOVA ont permis de cibler que l'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{A2}$ ) ainsi que le changement angulaire dans le plan frontal ( $\Delta\theta_{A4}$ ) lors de la mise en charge étaient des paramètres de variation angulaire discriminants entre les deux types d'échantillon de population étudiée. De plus, l'angle moyen dans le plan frontal lors de la phase d'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ) et celui à la toute fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ) sont aussi ressortis comme étant significativement discriminants. Ces deux derniers paramètres ( $\theta_{A3}$  et  $\theta_{A5}$ ) étaient également sensibles à l'évolution de l'état de détérioration du genou à partir d'un état asymptomatique et en fonction d'une augmentation du niveau de sévérité radiologique de la pathologie, selon les résultats obtenus aux analyses du  $\bar{E}^2$ . Grâce à ces mêmes analyses, l'angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ) et la durée pendant laquelle le genou adopte un positionnement angulaire en adduction durant la phase de support ( $T_{A8}$ ) sont des paramètres qui sont aussi ressortis comme étant sensibles à la détérioration du genou à partir d'un état asymptomatique, donc à une augmentation du niveau de sévérité radiologique de la pathologie.

Ces effets observés viennent confirmer les deux hypothèses de recherche qui ont été proposées à l'égard des résultats attendus sur les paramètres de cinématique angulaire issus de l'analyse dans le plan frontal. Tel que proposé, nous avons observé la présence d'un changement angulaire en adduction (ou en varus) significatif entre le contact initial et la phase d'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{A4}$ ) chez le groupe de patients OA<sub>KL1,2,3,4</sub>. On désigne ce changement angulaire comme étant un fléchissement en varus autour du genou qui se produit lors de la mise en charge du poids corporel sur le membre inférieur évalué durant cette portion du cycle de marche. Selon ce que l'on peut constater à la figure 6.7, dans la section des résultats, ce fléchissement en varus serait présent chez

chacun des sous-groupes de patients et, jusqu'à un certain grade ( $OA_{KL3}$ ), associé au niveau de sévérité radiologique<sup>52</sup>.

Deux principales causes pourraient expliquer la raison pour laquelle l'ampleur du fléchissement diminue légèrement pour le sous-groupe de patients  $OA_{KL4}$  comparativement au sous-groupe de patients  $OA_{KL3}$ . La première cause serait liée au fait que l'angulation autour du genou dans le plan frontal lors du contact initial dénote déjà un degré d'adduction très prononcé chez le sous-groupe de patients  $OA_{KL4}$ . Il est donc possible que le fléchissement en varus qui s'ensuit soit limité, en degrés, par des contraintes morphologiques, telles que la mise en contact de certaines structures anatomiques présentes au niveau du compartiment fémorotibial interne (coincement entre le cartilage hyalin et le ménisque médial) ou la limite d'étirement du ligament collatéral externe. Il est documenté que ce ligament est mis sous tension pour des positionnements angulaires dans le plan sagittal proche de l'extension (Schünke et coll., 2006). La seconde cause serait liée au fait que le sous-groupe  $OA_{KL4}$  tend à adopter une stratégie de mouvement « genou en extension » ; cette explication supporte aussi l'idée qu'une certaine limitation du fléchissement en varus soit attribuable à la résistance offerte par le ligament collatéral externe. L'adoption de cette stratégie offrirait alors une certaine stabilité articulaire en médio-latéral assurée par les structures anatomiques articulaires. Dans le cas de la stratégie « genou fléchi », plutôt utilisée par les patients du sous-groupe  $OA_{KL3}$ , la stabilisation articulaire en médio-latéral serait davantage dépendante du recrutement et de la synchronisation musculaires des divers fléchisseurs autour du genou et de leur activation par rapport aux extenseurs.

En somme, l'ampleur du fléchissement en varus observé chez les patients gonarthrosiques serait donc, en partie, tributaire de la stratégie de mouvement adoptée à la marche. De plus, la présence et l'ampleur du fléchissement en varus observé à travers les sous-groupes de patients pourraient être associées à un déficit proprioceptif, de la laxité ligamentaire, un problème de synchronisation ou de force musculaire, ou la

---

<sup>52</sup> Effet significatif à la condition de marche à la vitesse rapide selon les résultats obtenus aux analyses de variation monotone à quatre niveaux.

conséquence du degré de détérioration des composantes structurales au niveau du compartiment fémorotibial interne. Ce dernier aspect peut plus ou moins favoriser un mouvement en varus lorsque le compartiment fémorotibial interne est dans un contexte de transition entre un état dépourvu de contrainte articulaire en compression vers une mise en charge en compression, selon le jeu articulaire existant. D'autres études sont nécessaires pour mieux cibler ce à quoi peut être associé cet effet observé auprès des patients gonarthrosiques. Il serait pertinent, dans une future recherche, de corrélérer le fléchissement en varus avec le pincement articulaire au niveau fémorotibial interne.

Un changement angulaire en adduction durant la mise en charge chez des patients gonarthrosiques a aussi été observé par Koga (1998). Le concept de fléchissement en varus a été associé à ce changement angulaire en adduction et il s'apparente au concept de *Varus thrust* défini par Chang et coll. (2004). Ces derniers n'avaient toutefois pas réellement quantifié le *Varus thrust*, mais ils l'avaient observé chez 17% des personnes gonarthrosiques évaluées dans leur étude, à partir d'une analyse qualitative de la démarche. Chang et coll. (2004) ont montré que le *Varus thrust* est significativement associé à la progression radiologique de la gonarthrose fémorotibiale interne, comme les résultats le suggèrent ici. Comparativement aux travaux de Chang et coll. (2004), la présente étude quantifie et évalue le fléchissement en varus avec davantage de justesse. De plus, la méthode de mesure utilisée dans cette thèse permet de dissocier ce paramètre du désalignement lors de la marche, ce qui n'était pas possible selon la méthode utilisée par Chang et coll. (2004). À cet effet, nous supposons alors que Chang et coll. (2004) ont plutôt évalué la présence d'un angle en adduction prononcé lors de la phase unilatérale, ce qui s'apparenterait au paramètre  $\theta_{A3}$  évalué dans cette thèse.

À propos de ce dernier paramètre, les résultats obtenus ont montré que la phase d'appui unilatéral se caractérisait chez les patients gonarthrosiques ( $OA_{KL1,2,3,4}$ ) par un angle moyen en adduction ou en varus prononcé ( $\theta_{A3}$ ), tel qu'attendu selon la seconde hypothèse. L'analyse par sous-groupe a permis de préciser que cet effet augmentait avec la sévérité radiologique et qu'il était davantage lié aux patrons de mouvement des patients  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ , comme le montrent les figures 6.7 et 6.8. Ce paramètre ( $\theta_{A3}$ )

de désalignement autour du genou en dynamique découle en partie de l'ampleur du fléchissement en varus durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ ) et il est intimement lié à l'axe mécanique du membre inférieur (ou le désalignement en varus/valgus autour du genou évalué en condition statique). À cet effet, Chang et coll. (2004) affirment : « *A thrust is a dynamic worsening of alignment in the phase of the gait cycle when the knee is most vulnerable to malignment, i.e., when full body weight is on one leg* ». Les angles dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ) et à la toute fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ), pour lesquels une angulation en adduction s'accroissant avec le degré de sévérité de la pathologie a aussi été observée, sont aussi possiblement grandement liés à l'axe mécanique du membre inférieur évalué. Il apparaît donc important d'évaluer la relation entre les paramètres  $\theta_{A1}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A3}$  et  $\theta_{A5}$  ainsi que l'axe mécanique ou le désalignement en varus/valgus autour du genou, évalué en condition statique, dans une prochaine étape d'analyse. Ce type d'analyse permettra de mieux comprendre comment ces variables sont liées entre elles, ce qui sera exploré au chapitre 10.

Comme autres résultats pertinents, on a aussi noté une augmentation de la durée pendant laquelle le genou est positionné selon une angulation en adduction au cours de la phase de support ( $T_{A8}$ ), avec l'accroissement de la sévérité de la pathologie. Pour les sous-groupes  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ , on pouvait observer des angulations en adduction jusqu'à la fin de la phase de support. Puisqu'il est connu qu'une mauvaise répartition de la mise en charge corporelle entre les compartiments fémorotibiaux interne et externe est, en partie, associée à un désalignement ou une déformation dans le plan frontal autour du genou [en varus ou en valgus] (Chang et coll., 2004), l'observation faite ici sur le paramètre  $T_{A8}$ , démontrant la persistance d'un désalignement en varus chez les patients des sous-groupes  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ , laisse croire à la présence d'importantes contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne lors de la poussée chez ces patients. Chez les patients des sous-groupes  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ , on notait plutôt un transfert d'une angulation en adduction vers une angulation en abduction au début de la phase de poussée, soit un peu plus tôt que chez les personnes asymptomatiques. Ce constat renforce l'idée que ces patients utilisent un mécanisme compensatoire pouvant



avoir pour effet de diminuer les contraintes au niveau du compartiment fémorotibial interne lors de la poussée, comme nous l'avons suggéré à partir des résultats obtenus sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe ( $\Delta\theta_{R5}$  et  $\theta_{R7}$ ).

Enfin, en concordance avec les travaux de Lafortune et coll. (1992), réalisés auprès de personnes saines, on a aussi observé deux types de patron de mouvements dans le plan frontal au cours d'un cycle de marche. Or, un patron caractérisé par une phase de poussée avec un changement angulaire en adduction a uniquement été observé ici chez les patients gonarthrosiques et son occurrence s'accroissait avec l'augmentation de la sévérité de la pathologie.

#### **6.4.5. Paramètres spatio-temporels**

Sur les paramètres spatio-temporels étudiés (vitesse de marche, longueur de foulée et largeur de pas), aucune différence significative n'a été notée entre les personnes AS et le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$ . Les analyses du  $\bar{E}^2$  ont toutefois démontré que la longueur de foulée diminuait significativement avec l'augmentation du niveau de détérioration du genou, en s'éloignant d'un état asymptomatique. L'ensemble de ces résultats suggère que le groupe de patients  $OA_{KL1,2,3,4}$  adoptait très peu de mécanismes compensatoires observables sur les paramètres spatio-temporels de la marche.

Notons que ces résultats sont en contradiction avec ceux obtenus dans plusieurs études antérieures (Baliunas et coll., 2002; Fisher et coll., 1997; Gok et coll., 2002; Kaufman et coll., 2001; Manetta et coll., 2002; Messier et coll., 1992). Ces auteurs ont observé que des patients gonarthrosiques (avec une sévérité légère à modérée) marchaient significativement plus lentement qu'un groupe de comparaison de personnes asymptomatiques et ils diminuaient également, significativement, leur longueur de foulée. Par ailleurs, Astephen et coll. (2008) ont récemment observé une diminution significative de la vitesse de marche et de la longueur de foulée uniquement entre des patients sévèrement atteints d'arthrose (stade préopératoire) et des personnes asymptomatiques et non entre ces dernières personnes et des patients gonarthrosiques moins sévèrement atteints. Les tendances évolutives obtenues ici, dans cette thèse, sur la longueur de foulée vont dans le même sens que les résultats de l'étude de Astephen et

coll. (2008). Andriacchi et coll. (1982) et Messier et coll. (1992) ont suggéré que les modifications apportées à la vitesse de marche et la longueur de foulée par rapport au patron de marche « normal » seraient la manifestation de mécanismes compensatoires, utilisés pour réduire les contraintes ou les mises en charge articulaires et, par conséquent, minimiser la douleur au genou symptomatique. Comme autre conséquence, ces mécanismes compensatoires pourraient avoir pour bienfait de ralentir la progression de la détérioration articulaire (Gok et coll., 2002).

Une des causes possibles du peu d'effets obtenus sur les paramètres spatio-temporels dans la présente étude comparativement à ce qui a été noté dans la majorité des travaux antérieurs est la différence du contexte de marche : les participants aux travaux de recherche antérieurs marchaient sur un corridor de marche et non sur tapis roulant comme dans le cas présent. À cet effet, la marche sur tapis roulant est davantage standardisée, laissant alors possiblement moins de place à l'expression de stratégies compensatoires personnalisées. De plus, étant dans un contexte de marche peu familier, les participants ont possiblement eu à réduire leur vitesse de marche par rapport à celle habituelle, lors de la marche au sol, pour assurer un bon contrôle postural. Et cet ajustement pourrait avoir été plus prononcé chez les personnes AS, pouvant alors engendrer une diminution des écarts potentiels entre les deux groupes. Apportant un certain appui à cette hypothèse, on a noté que les vitesses de marche confortable des deux groupes de participants prenant part à cette étude étaient moins élevées que celles rapportées dans plusieurs autres travaux de recherche où les participants étaient du même groupe d'âge (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et coll., 2008; Baliunas et coll., 2002; Manetta et coll., 2002).

Les résultats obtenus sur les paramètres spatio-temporels viennent expliquer, en partie, certains résultats obtenus sur les paramètres de cinématique angulaire. À cet effet, il a été démontré que le maximum de flexion atteint lors de la mise en charge à la marche ( $\theta_{F2}$ ) fluctue avec la vitesse de marche (Winter, 1991). L'absence de différence significative entre le groupe de personnes AS et les patients formant le groupe OA<sub>KLI,2,3,4</sub> sur la vitesse de marche pourrait donc être un élément à considérer pour

expliquer l'absence de différence significative entre ces groupes sur le paramètre  $\theta_{F2}$ . Aussi, comme autre aspect, on remarque qu'il y a concordance des effets obtenus sur l'amplitude de mouvement au genou dans le plan sagittal évalué sur tout le cycle de marche ( $\Delta\theta_{F7}$ ) et les effets observés sur la longueur de foulée, tel qu'il a déjà été noté par Baliunas et coll. (2002) ainsi que Messier et coll. (1992). Enfin, le fait qu'aucune modification de la largeur de pas n'ait été observée auprès des patients gonarthrosiques démontre que les effets obtenus sur les paramètres de cinématique angulaire issus du patron adduction/abduction seraient liés à des facteurs autres que la présence de différence significative sur ce paramètre spatio-temporel.

#### **6.4.6. Effet du poids corporel**

On a observé que les groupes étudiés ne se différenciaient pas uniquement sur la base de la pathologie et de son niveau de sévérité, mais également en regard du poids corporel. Cela est dû au fait que la majorité des Canadiens atteints d'arthrose au genou sont aussi obèses ou font de l'embonpoint (Institut canadien d'information sur la santé, 2009) : il est donc difficile, dans un cadre de recherche portant sur la gonarthrose, de contrôler les effets de l'obésité sur les résultats. Pour tenter de départager les effets de chacun de ces états, arthrosique et obèse, sur les paramètres étudiés, des ANCOVA et des ANOVA ont été effectuées sur l'ensemble des paramètres de cinématique angulaire explorés. Des résultats différents entre ces deux types d'analyse de variance ont été notés seulement dans le cas des paramètres de flexion/extension, pour lesquels des analyses de corrélation linéaire avaient montré que plusieurs de ces paramètres ( $\theta_{F1}$ ,  $\theta_{F2}$ ,  $\theta_{F3}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ) étaient significativement corrélés au poids corporel. Bien qu'il soit difficile de départager sur les paramètres de flexion/extension lequel des deux états est davantage causal des résultats obtenus, à la lumière de ces derniers, il appert que les différences en termes de poids corporel entre les groupes aient eu une grande influence sur les effets significatifs observés sur le paramètre évaluant l'ampleur du mouvement de flexion lors de la mise en charge ( $\Delta\theta_{F5}$ ). Tel serait le cas puisque les effets significatifs sur ce paramètre ont été obtenus uniquement en résultat aux ANOVA (analyses non corrigées en fonction du poids corporel). Dans ce sens, Baliunas et coll. (2002) ont montré que

l'angle de flexion maximal lors de la mise en charge est fortement corrélé au moment extenseur interne ; il a aussi été démontré que ce dernier paramètre est à son tour significativement corrélé à l'indice de masse corporel (IMC), selon les analyses de Kaufman et coll. (2001).

Comme autres résultats à discuter, les effets significatifs sur l'ampleur du mouvement d'extension lors de la phase d'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{F6}$ ) et sur l'amplitude de mouvement dans le plan sagittal au cours d'un cycle de marche ( $\Delta\theta_{F7}$ ) ont été observés seulement en résultat aux ANCOVA, qui sont les analyses corrigées en termes de biais entre les groupes dû au poids corporel. Ces observations suggèrent que ces différences entre les groupes sur ces deux paramètres sont observables lorsqu'on compare des individus ayant des poids corporels comparables. En termes d'application, ces observations suggérant qu'il serait pertinent de tenir compte du poids corporel des individus dans un contexte de développement de données normatives basées sur des patrons de cinématique angulaire décrivant les mouvements dans le plan sagittal à la marche (patron de flexion).

#### ***6.4.7. Effets de la vitesse de marche***

Pour l'ensemble des paramètres biomécaniques étudiés (cinématique et spatio-temporels), les résultats obtenus à la condition de marche à la vitesse rapide étaient semblables à ceux obtenus à la condition de marche à la vitesse confortable. La vitesse de marche rapide correspondait à 120% de cette dernière. Selon une étude pilote réalisée au laboratoire, 120% de la vitesse confortable correspondait à une marche accélérée ou pressée (résultats internes inédits). Les résultats de l'étude présentés dans cette thèse semblent démontrer que le patron de marche à la vitesse rapide de patients gonarthrosiques ne se distingue pas davantage de celui de personnes asymptomatiques que peut se distinguer les patrons de marche à vitesse confortable entre chacun des groupes. Landry et coll. (2007) ont tiré la même conclusion en comparant des résultats obtenus à une vitesse confortable à ceux obtenus à une vitesse rapide, correspondant à 150% de cette dernière vitesse.

## 6.5. Conclusion

Cette étude comparative des patrons de mouvement à la marche entre personnes asymptomatiques et patients gonarthrosiques est la première qui explore la cinématique angulaire en 3D autour du genou à travers les diverses sous-phases du cycle de marche et en considérant divers niveaux de sévérité de la pathologie. La comparaison des patrons de mouvement angulaire a montré que certaines différences pertinentes entre des personnes asymptomatiques et un échantillon de patients gonarthrosiques sont non observables, si ces derniers ne sont pas sub-divisés en fonction de leur niveau de sévérité de la pathologie. Lorsque ce type de subdivision en sous-groupes n'est pas considéré, l'importante hétérogénéité dans les stratégies de mouvement inter patients vient masquer diverses particularités des patrons de mouvements propres à l'état arthrosique. Dans cette étude, il a été possible d'identifier certains paramètres discriminants entre les personnes asymptomatiques et des patients gonarthrosiques, certains paramètres sensibles à l'évolution de l'état de détérioration du genou à partir d'un stade asymptomatique et certains paramètres sensibles à l'évolution de la sévérité de la pathologie. Le patron de mouvements dans le plan frontal (soit d'adduction/abduction) est celui pour lequel les différences entre les groupes ont été les plus marquées et pour lequel le plus de paramètres sont ressortis comme étant pertinents au suivi de patients gonarthrosiques.

## **CHAPITRE 7. TROISIÈME ÉTUDE - FIDÉLITÉ TEST-RETEST**

Ce chapitre présente l'étude portant sur la détermination de la fidélité test-retest des paramètres biomécaniques. La démarche vise à vérifier si l'évaluation de paramètres extraits de la cinématique angulaire en 3D au niveau du genou est stable entre deux sessions d'évaluation alors que la condition clinique des personnes évaluées est considérée comme étant inchangée. La détermination de la fidélité de la mesure se limite dans cette étude aux paramètres de cinématique que l'on considère comme étant d'intérêt pour le suivi de personnes atteintes d'arthrose au genou. Ces paramètres d'intérêt ont été ciblés dans la dernière étude présentée. Ce sont ceux qui ont démontré leur capacité à discriminer un échantillon de personnes atteintes d'arthrose au genou par rapport à un groupe de personnes asymptomatiques ou qui sont ressortis comme étant sensibles à l'évolution du degré de détérioration du genou.

### **7.1. Objectifs de recherche**

#### **7.1.1. Objectif général**

Le but de cette étude est de déterminer la fidélité test-retest des paramètres de cinématique énumérés ci-dessous, évalués à la marche sur tapis roulant :

- Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{F5}$ ),
- Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{F6}$ ),
- Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le cycle de marche ( $\Delta\theta_{F7}$ ),
- Angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ),
- Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ ),

- Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ),
- Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ ),
- Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ).

### **7.1.2. Objectifs spécifiques**

Le premier objectif spécifique est de déterminer la fidélité des paramètres de cinématique sur l'échantillon de population pour laquelle ces mesures ont été développées, tel que le groupe de personnes atteintes d'arthrose au genou (désigné comme étant l'échantillon 1). Puisque cet échantillon représente un regroupement restreint et assez homogène, sur le plan clinique, il est pertinent aussi d'évaluer la fidélité des mesures de cinématique sur un ensemble comptant un plus grand nombre d'individus et avec des caractéristiques diversifiées. La fidélité de ces mesures sera alors déterminée, en second lieu, sur l'ensemble de participants ayant pris part à ce projet de recherche (désigné l'échantillon 2). Étendre l'étude sur cet échantillon plus élargi permet d'obtenir une meilleure estimation et une plus grande généralisation de la fidélité des mesures.

Le deuxième objectif spécifique de cette étude est de déterminer la fidélité des paramètres de cinématique pour les deux conditions de marche étudiées, soit à la vitesse confortable et à la vitesse rapide.

## **7.2. Aspects méthodologiques**

### **7.2.1. Participants**

#### **7.2.1.1. Étude sur l'échantillon de patients gonarthrosiques (échantillon 1)**

À la condition de marche à la vitesse confortable, l'étude de la fidélité compte les 33 patients ayant complété ce projet de recherche. Dans le cas de l'évaluation de la fidélité pour la condition de marche à la vitesse rapide, les analyses ont été effectuées sur les 29 patients ayant été en mesure de compléter cette condition d'évaluation.

### 7.2.1.2. *Étude sur l'ensemble des participants au projet (échantillon 2)*

Les 49 participants qui ont complété le projet (16 personnes asymptomatiques et 33 personnes gonarthrosiques) sont inclus dans l'évaluation de la fidélité à la condition de vitesse de marche confortable. À la vitesse de marche rapide, les données de 44 participants, correspondant aux 15 personnes asymptomatiques et aux 29 personnes gonarthrosiques ayant complété cette condition de marche, ont été traitées. Rappelons que les caractéristiques démographiques de l'ensemble des participants sont présentées au tableau 4.2.

### 7.2.2. *Plan expérimental*

Les données ont été collectées lors des deux sessions d'évaluation biomécanique en prétraitement, lesquelles étaient espacées d'un délai de six à huit jours. Rappelons qu'une session de familiarisation à la procédure expérimentale (marche sur tapis roulant et port de l'exosquelette) a eu lieu deux à quatre jours avant la première session d'évaluation biomécanique (voir le diagramme à la figure 4.2). Les éléments de protocole qui ont été respectés lors de ces trois sessions sont décrits dans la sous-section intitulée *Aspects biomécaniques* qui se retrouve dans le chapitre de méthodologie générale.

### 7.2.3. *Analyses statistiques*

Une analyse de variance (ANOVA) à un facteur (sessions) avec mesures répétées a été effectuée sur les huit paramètres de cinématique angulaire d'intérêt ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ,  $\theta_{A1}$ ,  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ ). Cet ANOVA permettait d'obtenir les carrés moyens requis pour le calcul du coefficient de fidélité. Le coefficient de fidélité utilisé est le coefficient de corrélation intra classe correspondant au modèle 3,1 ( $CCI_{3,1}$ ) selon la nomenclature proposée par Shrout et Fleiss (1979) dans un contexte de fidélité inter juges. L'application de ce modèle de CCI est aussi adaptée au contexte de fidélité test-retest (Weir, 2005). Le  $CCI_{3,1}$  se définit mathématiquement selon l'équation (7.1) présentée ci-dessous, dans laquelle le terme  $CM_S$  désigne le carré moyen des sujets, le terme  $CM_E$  désigne le carré moyen d'erreur (ou carré moyen de l'effet d'interaction entre les



facteurs sujets et sessions) et où le  $k$  fait référence au nombre de sessions ( $k = 2$ , dans le cas présent). L'intervalle de confiance (IC) à 95% a été calculé pour chacun des CCI obtenus selon la démarche décrite par Rosner (2000).

$$CCI_{3,1} = \frac{CM_S - CM_E}{CM_S + (k-1)CM_E} \quad \text{Équation (7.1)}$$

Afin de quantifier la marge d'erreur sur la mesure (ou son niveau de précision), l'erreur-type de mesure ( $S_E$ ) a été évaluée pour chaque paramètre de cinématique d'intérêt. L'erreur-type de mesure est exprimée dans les mêmes unités que la mesure et elle a été quantifiée selon l'équation (7.2) documentée par Laurencelle (1998) et par Weir (2005). À partir de cette statistique, la différence minimale requise (DM) a été quantifiée en utilisant l'équation (7.3) documentée par Weir (2005). La DM est une statistique qui renseigne sur l'écart de variation minimale que l'on doit observer pour qu'un changement dans la mesure soit considéré significatif, selon un intervalle de confiance à 95%, et non réductible aux seules fluctuations entre les observations.

$$S_E = \sqrt{CM_E} \quad \text{Équation (7.2)}$$

$$DM = S_E \times 1.96 \times \sqrt{2} \quad \text{Équation (7.3)}$$

### 7.3. Résultats

#### 7.3.1. Fidélité évaluée sur l'échantillon de patients (échantillon 1)

Les tableaux 7.1 et 7.2 présentent séparément les résultats aux conditions de marche à la vitesse confortable et à la vitesse rapide. Les valeurs moyennes obtenues aux sessions 1 et 2 pour chacun des paramètres étudiés, les résultats des ANOVA, les valeurs des CCI ainsi que leur intervalle de confiance et les valeurs de  $S_E$  et de DM y sont rapportés.

### 7.3.1.1. Condition de marche à la vitesse confortable

Au tableau 7.1, les valeurs de  $p$  obtenues à la suite de l'ANOVA montrent que, pour l'ensemble des huit paramètres étudiés, aucun effet significatif n'a été obtenu entre les mesures de la session 1 et celles de la session 2. Les valeurs des CCI sont supérieures à 0,77 pour l'ensemble des paramètres de cinématique, révélant ainsi un haut niveau de fidélité des mesures. Pour les paramètres issus du patron de flexion/extension (plan sagittal), les CCI se situent entre 0,80 et 0,92 et, pour ceux issus du patron d'adduction/abduction (plan frontal), ils varient entre 0,77 et 0,84, au cours du cycle de marche.

Les  $S_E$  obtenues sont inférieures à  $2,9^\circ$ . Elles varient de  $1,3$  à  $2,3^\circ$  dans le cas des paramètres issus du patron de flexion/extension et entre  $0,6$  et  $2,9^\circ$  dans le cas des paramètres issus du patron d'adduction/abduction. Les DM obtenues se chiffrent entre  $1,7$  et  $8,1^\circ$  au cours du cycle de marche.

### 7.3.1.2. Condition de marche à la vitesse rapide

Tel qu'il a été noté à la marche à la vitesse confortable, les valeurs de  $p$  rapportées au tableau 7.2 montrent qu'aucun effet significatif n'a été obtenu à la suite de l'ANOVA entre les mesures des deux sessions d'évaluation. Un haut niveau de fidélité test-retest a aussi été atteint à la marche rapide, tel que le montrent les valeurs des CCI toutes supérieures à 0,76. Ces dernières sont un peu plus élevées pour les paramètres issus du patron de flexion/extension (valeurs entre 0,91 et 0,95) comparativement à celles obtenues pour les paramètres issus du patron d'adduction/abduction (valeurs entre 0,76 et 0,83).

Dans l'ensemble, les  $S_E$  sont légèrement inférieures à celles obtenues à la condition de vitesse confortable. La valeur la plus élevée est de  $2,7^\circ$ . Pour les paramètres issus du patron de flexion/extension, les  $S_E$  varient entre  $1,1$  et  $2,2^\circ$  et entre  $0,6$  et  $2,7^\circ$  pour les paramètres issus du patron d'adduction/abduction. Dans le même sens, les valeurs des DM sont aussi un peu inférieures à celles obtenues à la vitesse de marche confortable; elles s'étendent de  $1,7$  à  $7,6^\circ$  au cours du cycle de marche.

Tableau 7.1. Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 1 pour la marche à la vitesse confortable

Paramètres	Session # 1	Session # 2	ANOVA		CCI <sub>3,1</sub>	IC à 95%	S <sub>E</sub> (°)	DM (°)
	$\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 33)	$\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 33)	<i>F</i> (1,32)	<i>p</i>				
$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	6,2 ± 4,2	6,1 ± 4,4	0,028	0,868	0,90	0,81 - 0,95	1,3	3,7
$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-11,6 ± 4,6	-11,4 ± 4,1	0,150	0,701	0,80	0,63 - 0,90	1,9	5,4
$\Delta\theta_{F7}$ - Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	59,4 ± 8,0	59,4 ± 7,9	< 0,001	0,996	0,92	0,84 - 0,96	2,3	6,3
$\theta_{A1}$ - Angle dans le plan frontal au contact initial	3,5 ± 4,5	2,7 ± 5,1	2,484	0,125	0,81	0,65 - 0,90	2,1	5,7
$\Delta\theta_{A2}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	3,2 ± 1,5	3,2 ± 1,5	0,016	0,899	0,83	0,68 - 0,91	0,6	1,7
$\theta_{A3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	5,1 ± 4,9	4,6 ± 5,4	1,007	0,323	0,83	0,68 - 0,91	2,1	5,9
$\Delta\theta_{A4}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	1,5 ± 2,1	1,8 ± 2,1	1,816	0,187	0,84	0,70 - 0,92	0,8	2,3
$\theta_{A5}$ - Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	-0,9 ± 5,5	-1,0 ± 6,6	0,019	0,890	0,77	0,58 - 0,88	2,9	8,1

Note : Les valeurs aux sessions 1 et 2 sont rapportées sous la forme moyenne ± écart-type. Pour les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$ , une valeur moyenne positive indique qu'un mouvement de flexion est effectué autour du genou et une valeur moyenne négative indique qu'un mouvement d'extension est effectué autour du genou. Pour les paramètres  $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ , une valeur moyenne positive indique que le tibia est en position d'adduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'adduction est effectué autour du genou) alors qu'une valeur moyenne négative indique que le tibia est en position d'abduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'abduction est effectué autour du genou). Dans le cas des paramètres  $\Delta\theta_{F7}$  et  $\Delta\theta_{A2}$ , quantifiant des amplitudes de mouvement, les valeurs sont toujours positives, car seule l'ampleur du mouvement importe.

Tableau 7.2. Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 1 pour la marche à la vitesse rapide

Paramètres	Session # 1 $\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 29)	Session # 2 $\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 29)	ANOVA		CCI <sub>3,1</sub>	IC à 95%	S <sub>E</sub> (°)	DM (°)
			<i>F</i> (1,28)	<i>p</i>				
$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	7,4 ± 5,4	7,5 ± 5,2	0,289	0,595	0,95	0,90 - 0,98	1,1	3,2
$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-13,3 ± 5,2	-13,2 ± 4,9	0,044	0,836	0,93	0,85 - 0,97	1,3	3,7
$\Delta\theta_{F7}$ - Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	60,5 ± 7,5	60,4 ± 7,4	0,042	0,838	0,91	0,82 - 0,96	2,2	6,0
$\theta_{A1}$ - Angle dans le plan frontal au contact initial	3,6 ± 4,7	2,9 ± 5,3	1,657	0,208	0,83	0,66 - 0,92	2,1	5,7
$\Delta\theta_{A2}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	3,4 ± 1,4	3,3 ± 1,7	0,131	0,720	0,83	0,67 - 0,92	0,6	1,7
$\theta_{A3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	5,1 ± 5,0	4,5 ± 5,6	0,935	0,342	0,83	0,67 - 0,92	2,2	6,0
$\Delta\theta_{A4}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	1,5 ± 1,8	1,6 ± 2,2	3,361	0,553	0,76	0,55 - 0,88	1,0	2,7
$\theta_{A5}$ - Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	-1,5 ± 5,7	-1,3 ± 7,0	0,074	0,788	0,82	0,64 - 0,91	2,7	7,6

Note : Les valeurs aux sessions 1 et 2 sont rapportées sous la forme moyenne ± écart-type. Pour les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$ , une valeur moyenne positive indique qu'un mouvement de flexion est effectué autour du genou et une valeur moyenne négative indique qu'un mouvement d'extension est effectué autour du genou. Pour les paramètres  $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ , une valeur moyenne positive indique que le tibia est en position d'adduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'adduction est effectué autour du genou) alors qu'une valeur moyenne négative indique que le tibia est en position d'abduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'abduction est effectué autour du genou). Dans le cas des paramètres  $\Delta\theta_{F7}$  et  $\Delta\theta_{A2}$ , quantifiant des amplitudes de mouvement, les valeurs sont toujours positives, car seule l'ampleur du mouvement importe.

### **7.3.2. Fidélité évaluée sur l'ensemble des participants (échantillon 2)**

Les tableaux de résultats de fidélité évalués sur l'échantillon 2 sont présentés en annexe 9 (voir les tableaux A9.1 et A9.2). Les résultats rapportés dans ces tableaux ne sont pas décrits en détail ici afin d'éviter la redondance avec ceux présentés ci-dessus. Dans le cas des deux conditions de vitesse de marche étudiées et pour la majorité des paramètres de cinématique, on note une grande similitude entre les valeurs des CCI calculées sur l'échantillon 1 et celles calculées sur l'échantillon 2. Bien que les différences observées sur les valeurs des CCI soient minimales dans la plupart des cas, l'élargissement de l'échantillon a induit aussi bien de légères augmentations du coefficient de fidélité et de légères diminutions. Les différences les plus marquées ont été observées dans le cas des paramètres  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$  et  $\theta_{A5}$ . Par exemple, l'élargissement de l'échantillon a impliqué une diminution du coefficient de fidélité de 0,83 à 0,78 pour le paramètre  $\Delta\theta_{A2}$  (voir tableaux 7.1 et A9.1) alors que, dans le cas du paramètre  $\Delta\theta_{A4}$ , le coefficient de fidélité a augmenté de 0,76 à 0,81 (voir tableaux 7.2 et A9.2).

En comparant les deux tableaux en annexe 9 avec les tableaux 7.1 et 7.2, on constate également que les valeurs des  $S_E$  ont aussi été légèrement influencées par le type des échantillons. Comme dans le cas des CCI, on note des variations dans les deux directions à la fois, des petites augmentations et des petites diminutions de l'erreur-type de mesure.

## **7.4. Discussion**

Tel que démontré dans l'étude précédente, l'évaluation en 3D de la cinématique angulaire autour du genou à la marche sur tapis roulant a permis de cibler des paramètres qui sont à la fois discriminants entre un échantillon de patients gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques et sensibles au niveau de détérioration de l'état du genou. L'objectif général de cette étude était de déterminer la fidélité test-retest de ces paramètres ainsi que leur niveau de précision. La fidélité était évaluée entre deux sessions d'évaluation à une semaine d'intervalle se déroulant sous des conditions

similaires (mêmes instrumentation, évaluateur, vitesses de marche et moment de la journée). Pour chacune des mesures, la fidélité a été évaluée à l'aide du CCI<sub>3,1</sub>, la précision de la mesure a été quantifiée à l'aide du  $S_E$  et le calcul de la DM permettait d'estimer la marge de variation minimale dans les mesures qui est requise pour qu'un changement soit considéré réel. De plus, dans cette étude, les effets de la vitesse de marche et du type des échantillons sur la fidélité des mesures de cinématique ont été explorés.

#### **7.4.1. Niveau de fidélité**

Les CCI obtenus sur les huit paramètres de cinématique d'intérêt variaient entre 0,75 et 0,95. Tel que discuté par Weir (2005) dans un article synthèse portant sur la fidélité test-retest, il n'y a pas de consensus entre les experts dans le domaine de la psychométrie qui permette d'établir à partir de quelle valeur un CCI est considéré comme étant bon ou excellent. Le manque d'une charte universelle est liée au fait que les valeurs de CCI sont tributaires du modèle de CCI utilisé ; elles sont aussi dépendantes du niveau de variabilité inter sujets et leur interprétation dépend également de l'utilisation qui découle de la mesure. Malgré la complexité qui existe dans l'interprétation de ce coefficient de fidélité, des valeurs supérieures à 0,75, comme c'est le cas dans cette étude, sont considérées par certains experts comme étant représentatives d'un bon à excellent niveau de la fidélité de la mesure (Laurencelle, 1998; Rosner, 2000).

En regard de la littérature recensée, cette étude est la première à évaluer la fidélité test-retest de la cinématique angulaire en 3D au niveau du genou lors de la marche auprès d'un échantillon de population gonarthrosique. La fidélité des mesures de cinématique lors de la marche a surtout été étudiée auprès de personnes adultes saines (McGinley et coll., 2009). Il est donc difficile de comparer nos résultats de fidélité à ceux des autres études puisque le type de population étudiée diffère, et la fidélité est une qualité psychométrique spécifique à la population étudiée (Streiner et Norman, 1995).

Il existe plusieurs modèles de CCI applicables au contexte de fidélité test-retest et le modèle choisi peut grandement faire varier les valeurs obtenues (Weir, 2005). Le

modèle 3,1 utilisé dans cette étude est influencé par la présence d'une erreur aléatoire, mais il n'est pas affecté par la présence d'un biais systématique entre de multiples observations (Weir, 2005). La réponse à la question, s'il faut considérer ou non la présence d'un biais systématique dans le calcul d'un coefficient de fidélité, ne fait pas unanimité parmi les experts en psychométrie (Weir, 2005). La présence d'un biais systématique entre des mesures multiples peut témoigner d'un effet d'apprentissage ou de familiarisation à une tâche, ou bien d'un effet de fatigue (Rousson et coll., 2002; Weir, 2005). Ces phénomènes sont, selon Rousson et coll. (2002), naturels et non associés à une erreur induite par la méthode de mesure, considérant ainsi qu'ils ne doivent pas pénaliser la valeur du coefficient de fidélité de la mesure. Selon Weir (2005), la réponse à la question dépend du contexte. Dans un cas où le biais systématique est non significatif (désigné selon la valeur  $p$  obtenue à la suite de l'ANOVA sur l'effet de session), les différences de valeurs de CCI entre l'utilisation d'un  $CCI_{2,1}$  ou d'un  $CCI_{1,1}$ , influencés par la présence d'un tel biais, par rapport à l'utilisation d'un  $CCI_{3,1}$ , non affecté par ce type de biais, est négligeable. Or, dans le cas où le biais systématique est significatif, la valeur du  $CCI_{3,1}$  peut être largement supérieure à celle du  $CCI_{2,1}$  ou du  $CCI_{1,1}$ . L'interprétation de la valeur du  $CCI_{3,1}$  pourrait aussi être un peu discordante avec celle de l'ANOVA. Par exemple, le  $CCI_{3,1}$  peut indiquer un haut niveau de fidélité de la mesure, alors que l'ANOVA révèle un décalage considérable des mesures entre les observations. Pour que ce type de situation soit minimisé, il est suggéré d'évaluer la fidélité dans un contexte où la performance a atteint un certain plateau, c.-à-d. lorsque les effets d'apprentissage sont atténués (Weir, 2005).

Dans le cadre de la présente étude, aucun effet significatif entre les deux sessions d'évaluation n'a été observé selon les résultats des ANOVA. Cette absence de biais systématique suggère que les effets possibles d'apprentissage ou de familiarisation à la marche sur tapis roulant étaient atténués lors de la prise des mesures aux deux sessions d'évaluation biomécanique. La séance de familiarisation à la tâche expérimentale, ayant eu lieu quelques jours avant la première session d'évaluation biomécanique, a certainement contribué à l'obtention d'un certain effet plateau entre les deux prises de

mesures. Lors de cette séance de familiarisation, les participants étaient invités à marcher 15 minutes sur le tapis roulant. À partir d'un échantillon de personnes âgées et à propos de la cadence de marche et des paramètres extraits du patron de flexion/extension autour du genou, Wass et coll. (2005) ont observé que, après 12 à 14 minutes de marche sur tapis roulant, les coefficients de fidélité intra sujet atteignaient des valeurs maximales et la différence absolue entre des mesures consécutives devenait minime. Ces observations suggèrent que les participants furent grandement familiarisés à la tâche à l'intérieur de ce délai d'habituation. Dans le cadre d'un suivi clinique, il est important que les mesures soient fidèles et qu'elles soient prises dans un contexte où les effets de familiarisation sont minimisés afin d'éviter que les changements induits par une intervention thérapeutique soient confondus avec des effets d'apprentissage.

#### **7.4.2. Précision sur la mesure**

Les erreurs-types de mesure obtenues dans cette étude se chiffraient toutes en dessous de  $3^\circ$ . L'ampleur était comparable entre les paramètres extraits du patron de flexion/extension (moyenne de  $1,7^\circ$ ) et ceux extraits du patron d'adduction/abduction (moyenne de  $1,7^\circ$ )<sup>53</sup>. Le degré de précision que l'on a obtenu sur les mesures de cinématique angulaire autour du genou est conforme à celui obtenu dans des études antérieures réalisées sur d'autres populations et avec une instrumentation différente (Eve et coll., 2006; Growney et coll., 1997; Maynard et coll., 2003). Bien que les erreurs-types de mesure que l'on a notées soient relativement petites, les différences minimales requises (DM) que l'on a obtenues (moyenne de  $4,7^\circ$ ) montrent que les changements angulaires doivent être assez importants pour être considérés réels à la suite d'une intervention thérapeutique. Ces changements doivent être d'un ordre de grandeur semblable aux différences observées entre les valeurs moyennes des personnes asymptomatiques et celles des personnes les plus sévèrement atteintes d'arthrose (OA<sub>KL3</sub> et OA<sub>KL4</sub>) dans l'étude antérieure.

---

<sup>53</sup> Ces moyennes ont été calculées à partir de l'ensemble des  $S_E$  obtenues aux deux conditions de vitesse et dans le cadre des analyses faites sur l'échantillon 1, formé des patients gonarthrosiques.



### ***7.4.3. Influence de la vitesse de marche***

Lorsque l'on compare qualitativement les valeurs des coefficients de fidélité et les erreurs-types de mesure d'une condition de vitesse à l'autre, on peut constater un très petit effet systématique entre les deux conditions de vitesse. Dans le cas de sept paramètres sur les huit étudiés, on note une légère augmentation des CCI et une légère diminution des  $S_E$  pour la condition de marche à la vitesse rapide. Cette faible tendance suggère que la mesure des paramètres de cinématique est légèrement plus fidèle à la vitesse de marche rapide. Il est donc possible que la variabilité intra individu du patron de marche soit moindre lors d'une marche à un rythme accéléré par rapport à un rythme confortable. Dans le même sens, auprès d'un échantillon de patients gonarthrosiques, Fransen et coll. (1997) ont obtenu une meilleure fidélité test-retest des paramètres spatio-temporels de la marche (vitesse, cadence et longueur de foulée) lors d'une marche accélérée par rapport à une marche à vitesse confortable.

### ***7.4.4. Influence du type d'échantillons***

La fidélité des mesures de cinématique évaluée sur l'échantillon de patients gonarthrosiques (échantillon 1) a été comparée à celle évaluée sur l'ensemble des participants (échantillon 2). A priori, on s'attendait à observer un niveau de fidélité plus élevé sur échantillon 2 que l'échantillon 1<sup>54</sup>. Or, les résultats ont montré très peu de différence sur les valeurs des CCI calculés entre les deux types d'échantillon, et cela pour la majorité des paramètres étudiés. De plus, les coefficients de corrélation obtenus à partir de l'échantillon 2 étaient parfois plus élevés et parfois plus bas que ceux observés sur l'échantillon 1. L'obtention de coefficients de corrélation plus faibles pour l'échantillon 2 suggère que l'ajout des personnes asymptomatiques à l'échantillon de patients gonarthrosiques a pu favoriser davantage l'augmentation de la variance d'erreur que de la variance inter sujets. Ceci semble avoir été le cas, malgré le fait que les valeurs des paramètres pour lesquels les diminutions furent les plus marquées ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A5}$ ) s'avéraient significativement différentes entre les asymptomatiques et les

---

<sup>54</sup> Puisque, en incorporant le groupe de personnes asymptomatiques, on pouvait escompter un accroissement de la variance vraie (sans changement notable de la variance d'erreur), ce qui aurait pour effet un accroissement relatif du coefficient de fidélité (Laurencelle, 1998).

gonarthrosiques, selon les résultats de l'étude précédente. Comparer les coefficients de fidélité entre les deux échantillons a permis de démontrer que la fidélité des mesures de cinématique est aussi élevée sur un échantillon de patients arthrosiques que sur un échantillon plus élargi, même si les patients arthrosiques constituent un regroupement de personnes ayant un état du genou relativement similaire. Leur cinématique angulaire autour du genou à la marche sur tapis roulant est donc suffisamment variable d'un individu à l'autre, et à la fois stable dans le temps chez un même individu, pour que ce type de mesure puisse différencier avec précision les patients entre eux.

### **7.5. Conclusion**

La fidélité test-retest est une qualité psychométrique nécessaire à l'application d'une mesure dans un contexte de suivi clinique. Cette étude vient démontrer que la méthode qui est utilisée dans ce projet pour évaluer la cinématique angulaire en 3D au niveau du genou lors de la marche sur tapis roulant mesure, selon un haut niveau de fidélité, des paramètres caractérisant l'état de la biomécanique du genou des personnes gonarthrosiques et qui sont sensibles au niveau de détérioration de l'articulation. Il est pertinent d'ajouter que les résultats observés dans cette étude sont spécifiques à la tâche motrice analysée et ne peuvent pas être généralisés à d'autres types de pathologie.

## CHAPITRE 8. SECTION DE RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES AUX ÉTUDES

Dans la seconde étude de cette thèse, portant sur la détermination de la validité conceptuelle des paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou, plusieurs paramètres extraits du patron de mouvement articulaire en adduction/abduction lors de la marche ont démontré une certaine capacité à refléter la condition clinique des patients gonarthrosiques. Les paramètres dont il est question sont : l'angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ ), l'amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ ), la position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ), le changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ ) et l'angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ).

Dans le but de mieux connaître le degré de convergence entre ces paramètres et deux facteurs de progression de la pathologie, le premier objectif ici est d'étudier la relation entre chacun des paramètres de cinématique énumérés ci-dessus, la mesure de désalignement en varus/valgus autour du genou évalué en condition statique<sup>55</sup> et deux paramètres issus du patron du moment adducteur externe autour du genou lors de la marche. Ces deux derniers paramètres sont considérés comme étant des estimateurs des contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne (Andriacchi, 1994; Baliunas et coll., 2002) [voir la figure 8.1 à la page suivante]. Connaître le degré de convergence entre toutes ces variables permet de cibler les mesures étroitement reliées entre elles (c.-à-d. la possibilité de redondance conceptuelle) et de savoir quelles sont celles qui sont plutôt complémentaires.

Comme second objectif, nous cherchons à déterminer si, parmi les paramètres de cinématique ressortant comme étant plutôt complémentaire au désalignement en

---

<sup>55</sup> Dans ce projet, le désalignement en varus/valgus autour du genou évalué en condition statique n'est pas tout à fait correspondant à l'axe mécanique du membre inférieur, habituellement quantifié à l'aide d'une approche radiologique. Cela puisque la mesure ici a été prise selon une approche fonctionnelle, la méthode *FP*, présentée dans la méthodologie générale.

varus/valgus et aux paramètres issus du patron du moment adducteur externe<sup>56</sup>, il y en a qui sont associés à quelques mesures cliniques couramment utilisées lors du suivi de patients gonarthrosiques dans le but de mieux connaître les manifestations symptomatiques de la pathologie en évaluant la fonction motrice ou la douleur. Ces mesures cliniques regroupent : le temps pour parcourir une distance de marche, la force musculaire isométrique des groupes des extenseurs et des fléchisseurs autour du genou, l'amplitude de mouvement articulaire dans le plan sagittal (en flexion/extension), le temps nécessaire pour monter et descendre un escalier et les composantes évaluant la douleur, la raideur et la fonction physique du questionnaire algofonctionnel WOMAC. Pour l'atteinte de ces deux objectifs de recherche, des matrices de corrélations (de Pearson) ont été calculées dont les valeurs obtenues sont présentées dans les deux prochaines sous-sections.

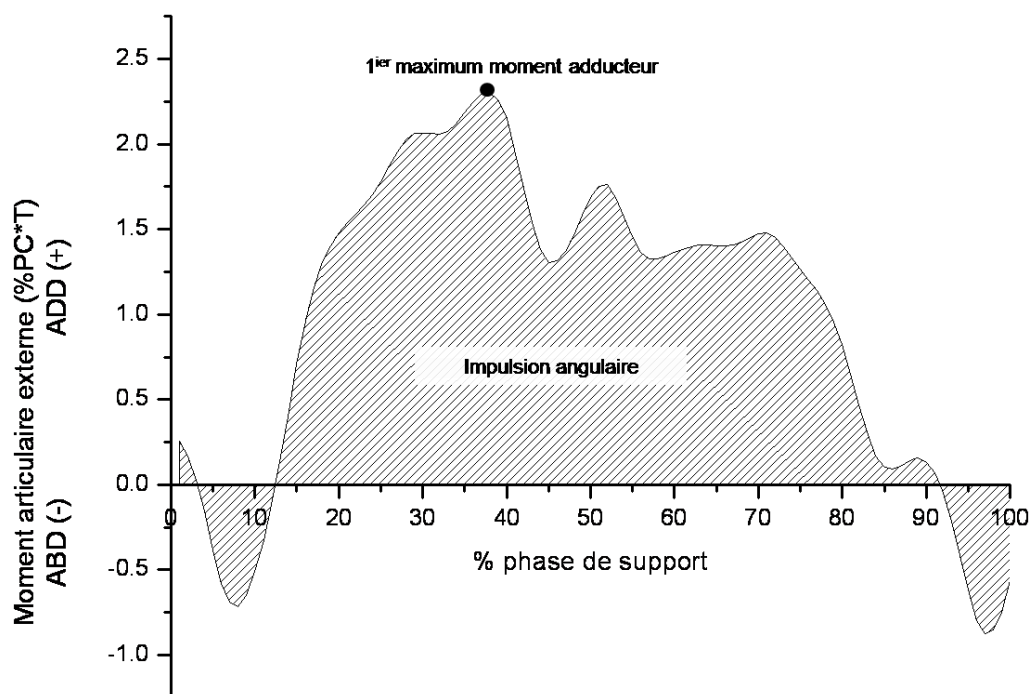


Figure 8.1. Représentation graphique des deux paramètres issus du patron du moment adducteur (ADD)/abducteur (ABD) externe en fonction du pourcentage de la phase de support à la marche. Le premier paramètre est le 1<sup>er</sup> maximum du moment adducteur, représenté par le point noir, et le second paramètre est l'impulsion angulaire nette en adduction, qui correspond à l'aire sous la courbe sur toute la durée de la phase d'appui. Les valeurs positives et négatives sont tenues en compte dans le calcul de cette aire sous la courbe. Abréviations : PC = poids corporel, T = taille des personnes (en m).

## 8.1. Présentation des résultats et discussion

### 8.1.1. *Relation entre la cinématique angulaire dans le plan frontal, le désalignement en varus /valgus et le moment adducteur externe*

La relation entre ces divers types de mesure biomécanique a été analysée à partir des données de 42 participants, soit 14 personnes asymptomatiques et 28 patients gonarthrosiques. Cet échantillon correspond à l'ensemble des participants pour lesquels les diverses mesures étaient complètes. Les corrélations obtenues sont reproduites au tableau 8.1. De plus, le tableau 8.2 présente, pour chacun des paramètres de cinématique et du désalignement en varus/valgus, les valeurs des coefficients de fidélité test-retest ainsi que leur racine carrée. La racine carrée de ces coefficients de fidélité informe sur la force optimale qu'une corrélation entre deux paramètres biomécaniques peut atteindre pour que la relation entre ces derniers puisse être considérée comme étant parfaitement convergente (Laurencelle, 1998). Tel qu'en fait mention Laurencelle (1998), la corrélation entre deux paramètres est bornée par la fidélité respective de chacun d'eux. En d'autres mots, la corrélation entre deux paramètres ne peut pas être plus élevée que la corrélation qu'entretient chaque paramètre avec lui-même. A contrario, on peut aussi se demander à partir de quel niveau de corrélation on peut conclure qu'il y a non-convergence ou que deux paramètres sont divergents l'un par rapport à l'autre<sup>57</sup>. Ce seuil est tant soit peu arbitraire. Les paramètres seront dits divergents s'ils sont faiblement ou très faiblement corrélés et si leur corrélation est non significative.

Voyons maintenant les aspects importants qui ressortent de la lecture du tableau 8.1. En ce qui concerne les paramètres de cinématique  $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$  et  $\theta_{A5}$ , qui sont des mesures de positionnement angulaire ou de désalignement dans le plan frontal au cours du cycle de marche, les résultats montrent qu'ils sont significativement et fortement liés entre eux ( $r$  entre 0,73 et 0,89). La corrélation de 0,89 obtenue entre les paramètres  $\theta_{A1}$

---

<sup>57</sup> Le terme « divergent » est employé ici comme exprimant l'absence de relation, plutôt que la présence d'une relation négative telle qu'elle serait reflétée par une corrélation négative entre les paramètres.

et  $\theta_{A3}$  démontre une convergence parfaite entre ces derniers, la corrélation désatténuée atteignant 1 (voire 1,100)<sup>58</sup>.

Si on porte attention aux relations entre chacun de ces trois paramètres de désalignement ( $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\theta_{A5}$ ) mesurés en contexte dynamique par rapport au désalignement en varus/valgus, mesuré en condition statique, on peut aussi conclure qu'il y a une convergence parfaite entre la mesure de désalignement en varus/valgus et les paramètres de cinématique  $\theta_{A1}$  ou  $\theta_{A3}$ . Cela suggère alors que ces trois dernières mesures sont équivalentes d'un point de vue conceptuel : elles reflèteraient le même concept théorique. Ainsi, on peut prétendre que mesurer l'angulation autour du genou dans le plan frontal debout au repos (alors que le poids corporel est distribué entre les deux pieds au sol) est équivalent à prendre cette même mesure autour du genou lors du contact initial à la marche (où la mise en charge en termes de poids corporel est minime) ou lors de l'appui unilatéral (alors que tout le poids corporel est réparti sur un seul membre inférieur).

Pour ce qui est du paramètre  $\theta_{A5}$ , évaluant l'angulation autour du genou dans le plan frontal à la toute fin de la phase de poussée à la marche, il est fortement corrélé à  $\theta_{A1}$  ( $r = 0,73$ ), à  $\theta_{A3}$  ( $r = 0,76$ ) ainsi qu'à la mesure de désalignement en varus/valgus ( $r = 0,64$ ). Il demeure que la force de ces relations est inférieure à la présence d'une convergence considérée parfaite. Le paramètre  $\theta_{A5}$  évalue alors quelque chose d'un peu différent : cette mesure apporterait donc une certaine complémentarité aux autres paramètres de désalignement évalués en dynamique ou en statique.

En ce qui a trait aux deux paramètres de cinématique mesurant des variations angulaires lors de la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ), ils sont significativement liés entre eux et leur degré de corrélation ( $r = 0,62$ ) démontre qu'il existe un certain niveau de concordance entre ceux-ci. Le paramètre  $\Delta\theta_{A2}$ , évaluant l'amplitude de mouvement, est aussi significativement, mais faiblement, lié au paramètre  $\theta_{A5}$ , mesurant l'angle à la fin de la phase de support ( $r = 0,34$ ). De plus, il serait discordant par rapport à tous les

---

<sup>58</sup> D'après la formule de désatténuation (voir Laurencelle, 1998, p. 93),  $D'r_{XY} = r_{XY} / \sqrt{(r_{XX} \times r_{YY})}$  ; ici, les mesures de fidélité  $r$  sont fournies par les ICC.

autres paramètres, d'après les très faibles corrélations observées, toutes non significatives. Le paramètre  $\Delta\theta_{A4}$ , que l'on a associé à la notion de fléchissement en varus, est significativement relié au paramètre  $\theta_{A3}$  ( $r = 0,42$ ), informant sur le désalignement dans le plan frontal lors de l'appui unilatéral à la marche, au désalignement en varus/valgus ( $r = 0,34$ ) mesuré en condition statique ainsi qu'à la mesure d'impulsion angulaire nette en adduction ( $r = 0,38$ ), paramètre issu du patron du moment adducteur externe autour du genou. Ce paramètre de fléchissement en varus est donc tout aussi influencé par une mesure de désalignement dynamique ( $\theta_{A3}$ ) que par une mesure considérée comme étant un bon estimateur du degré de contrainte articulaire au niveau du compartiment interne du genou lors de la marche (soit l'impulsion angulaire nette en adduction).

Enfin, chacun des deux paramètres issus du patron du moment adducteur externe autour du genou est significativement et assez fortement relié à plusieurs paramètres de cinématique angulaire ( $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\theta_{A5}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ) ainsi qu'à la mesure de désalignement en varus/valgus ( $r$  variant entre 0,38 à 0,72). Les corrélations les plus fortes ont été obtenues avec le paramètre de désalignement en dynamique mesuré lors de l'appui unilatéral à la marche ( $\theta_{A3}$ ).

En synthétisant ces résultats, on peut noter qu'il existe beaucoup de convergence pour plusieurs paramètres de cinématique entre eux et avec la mesure de désalignement en varus/valgus ainsi que les mesures issues du moment adducteur externe. Il ressort aussi assez clairement que la mesure de désalignement dans le plan frontal autour du genou lors de l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ) est le paramètre qui converge le plus avec l'ensemble des paramètres mis en relation. À titre de mesure de désalignement en dynamique, le paramètre ( $\theta_{A5}$ ) semble se distinguer un peu de ce dernier et les deux paramètres de variation angulaire sont les plus divergents par rapport aux autres paramètres ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ).

Puisque, à ce stade-ci, ce que mesure chacun de ces paramètres d'un point de vue conceptuel et clinique n'est pas tout à fait clair, il devient pertinent de comparer leur capacité discriminante pour tenter de voir s'il existe un certain avantage à avoir recours

à l'une de ces mesures plus qu'une autre. Pour ce faire, nous avons effectué une ANOVA contrastant l'ensemble des personnes asymptomatiques ( $n = 14$ ) au groupe de patients gonarthrosiques ( $n = 28$ ) ; le test de Dunnett a ensuite été appliqué afin d'établir à partir de quel grade de sévérité radiographique de l'atteinte du compartiment fémorotibial interne les patients se démarquaient par rapport à un état asymptomatique. Le seuil de significativité  $\alpha$  utilisé pour ces analyses statistique est de 0,05. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau 8.3.

Tel qu'on peut observer dans le tableau 8.3, les résultats de l'ANOVA montrent que, parmi tous les paramètres de biomécanique relevant d'une analyse autour du genou dans le plan frontal, seuls les paramètres de cinématique  $\theta_{A3}$  (désalignement durant l'appui unilatéral),  $\Delta\theta_{A2}$  et  $\Delta\theta_{A4}$  (deux paramètres de variation angulaire), étaient discriminants entre le groupe de personnes asymptomatiques et celui de patients gonarthrosiques. Ces résultats démontrent que le désalignement autour du genou mesuré en contexte dynamique ( $\theta_{A3}$ ) se révèle comme étant plus discriminant que la mesure de désalignement en varus/valgus, évalué en condition statique. Les résultats du test de Dunnett témoignent aussi de cet effet. Ils montrent que le paramètre de cinématique  $\theta_{A3}$  permet de discriminer significativement des patients gonarthrosiques atteints selon une sévérité radiologique de  $G_{KL}$  correspondant à 3 et plus, au niveau du compartiment fémorotibial interne, par rapport à des personnes asymptomatiques, alors que la mesure de désalignement en varus/valgus ne permet de discriminer significativement des personnes gonarthrosiques par rapport à des personnes asymptomatiques qu'à partir, uniquement, du grade de sévérité  $G_{KL}$  de niveau 4.

Enfin, les résultats des dernières analyses statistiques présentés au tableau 8.3 permettent de constater qu'il existe un certain avantage à évaluer les paramètres de cinématique  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A2}$  et  $\Delta\theta_{A4}$  par rapport au désalignement en varus/valgus mesuré en condition statique ainsi qu'aux mesures issues du moment adducteur externe autour du genou lors de la marche, en termes de capacité discriminante. Qu'en est-il maintenant de ces résultats si on les rapporte à des mesures cliniques courantes ?



### **8.1.2. Relation entre les mesures biomécaniques et les mesures cliniques**

La matrice de corrélations entre les mesures biomécaniques dans le plan frontal et les mesures cliniques ont été effectuée à partir des données de 26 patients gonarthrosiques, soit l'ensemble des patients pour lesquels l'ensemble des mesures était disponible. Parmi les paramètres biomécaniques analysés, des corrélations significatives ont été obtenues seulement pour deux paramètres, tous deux issus de l'analyse de la cinématique ( $\Delta\theta_{A2}$  et  $\Delta\theta_{A4}$ ). Le désalignement en varus/valgus mesuré en condition statique ainsi que les paramètres découlant de l'analyse du moment adducteur externe autour du genou à la marche ne seraient pas associés aux mesures cliniques évaluées dans cette étude, selon les valeurs de corrélation obtenues. Le paramètre  $\Delta\theta_{A2}$ , évaluant l'amplitude de mouvement dans le plan frontal lors de la mise en charge à la marche, ressort comme étant inversement relié à l'amplitude de mouvement autour du genou dans le plan sagittal ( $r = -0,43$ ). Le paramètre  $\Delta\theta_{A4}$ , évaluant le degré de fléchissement en varus durant la mise en charge, ressort aussi, étant significativement associé à plusieurs mesures cliniques. Tout comme le paramètre  $\Delta\theta_{A2}$ , il est inversement relié à l'amplitude de mouvement autour du genou dans le plan sagittal ( $r = -0,43$ ). De plus, il est fortement et inversement corrélé à la force musculaire du groupe des extenseurs ( $r = -0,60$ ) et du groupe des fléchisseurs ( $r = -0,60$ ) autour du genou. Par conséquent, il est ainsi directement associé au temps de la montée ( $r = 0,44$ ) ainsi que de la descente d'un escalier ( $r = 0,41$ ). Enfin, le paramètre  $\Delta\theta_{A4}$  se révèle comme étant significativement et directement associé à chacune des composantes du WOMAC, qui sont la douleur ( $r = 0,40$ ), la raideur ( $r = 0,40$ ) et la perte de la fonction motrice ( $r = 0,38$ ).

## **8.2. Conclusion**

Cette section de résultats complémentaires a permis de faire ressortir certains avantages de l'analyse de la cinématique angulaire autour du genou dans le plan frontal lors de la marche pour des fins d'études et de suivi de patients gonarthrosiques. Elle a aussi permis de remarquer qu'il existe un intérêt particulier envers trois paramètres, tels que l'évaluation de l'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{A2}$ ) ainsi que le fléchissement en

varus ( $\Delta\theta_{A4}$ ) lors de la mise en charge et la mesure de désalignement en contexte dynamique, durant la phase unilatérale à la marche ( $\theta_{A3}$ ).

Tableau 8.1. Matrice de corrélations entre les paramètres biomécaniques issus de l'analyse du plan frontal au niveau du genou

Types de paramètre	Cinématique à la marche					Désalignement en statique	Moment articulaire à la marche	
	$\theta_{A1}$	$\Delta\theta_{A2}$	$\theta_{A3}$	$\Delta\theta_{A4}$	$\theta_{A5}$	Varus/valgus	1 <sup>ier</sup> max. moment adducteur	Impulsion angulaire nette en adduction
<b>Cinématique à la marche</b>								
Angle dans le plan frontal au contact initial ( $\theta_{A1}$ )	-	-0,03	<u>0,89</u>	-0,03	<u>0,73</u>	<u>0,85</u>	<u>0,65</u>	<u>0,59</u>
Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ )	-0,03	-	0,25	<u>0,62</u>	<u>0,34</u>	0,11	0,24	0,24
Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ )	<u>0,89</u>	0,25	-	<u>0,42</u>	<u>0,76</u>	<u>0,93</u>	<u>0,72</u>	<u>0,71</u>
Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ )	-0,03	<u>0,62</u>	<u>0,42</u>	-	0,21	<u>0,34</u>	0,29	<u>0,38</u>
Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ )	<u>0,73</u>	<u>0,34</u>	<u>0,76</u>	0,21	-	<u>0,64</u>	<u>0,53</u>	<u>0,47</u>
<b>Désalignement en statique</b>								
Varus/valgus	<u>0,85</u>	0,11	<u>0,93</u>	<u>0,34</u>	<u>0,64</u>	-	<u>0,70</u>	<u>0,69</u>
<b>Moment articulaire à la marche</b>								
1 <sup>ier</sup> max. moment adducteur	<u>0,65</u>	0,24	<u>0,72</u>	0,29	<u>0,53</u>	<u>0,70</u>	-	<u>0,95</u>
Impulsion angulaire nette en adduction	<u>0,59</u>	0,24	<u>0,71</u>	<u>0,38</u>	<u>0,47</u>	<u>0,69</u>	<u>0,95</u>	-

Note : Les valeurs de corrélation présentées en rouge et soulignées sont celles qui sont significatives à un seuil  $\alpha$  de 0,05 ou mieux.

Tableau 8.2. Report des résultats de fidélité test-retest pour les paramètres de cinématique et de désalignement

Paramètres	ICC <sub>3,1</sub>	$\sqrt{\text{ICC}_{3,1}}$	Paramètres	ICC <sub>3,1</sub>	$\sqrt{\text{ICC}_{3,1}}$
<b>Cinématique à la marche</b>			<b>Cinématique à la marche</b>		
$\theta_{A1}$	0,81	0,90	$\Delta\theta_{A4}$	0,86	0,92
$\Delta\theta_{A2}$	0,78	0,88	$\theta_{A5}$	0,75	0,87
$\theta_{A3}$	0,83	0,91	<b>Désalignement en statique</b>		
			Varus/valgus	0,83	0,91

Note : Les valeurs de fidélité pour les paramètres de cinématique proviennent des résultats obtenus à l'étude # 2 (échantillon 2 ; n = 49) à la condition de marche à la vitesse confortable. La fidélité pour le paramètre d'alignement autour du genou a été calculée sur le même échantillon.

Tableau 8.3. Résultats des ANOVA et des tests de Dunnett

Types de paramètre	Moyennes observées Sous-groupe de participants					Contraste AS vs OA <sub>KL1,2,3,4</sub>		Tests de Dunnett	
	AS n = 14	OA <sub>KL1</sub> n = 7	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 8	F(1,37)	p	Effets significatifs	p
<b>Cinématique à la marche</b>									
Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ )	2,3 ± 0,7	3,1 ± 1,0	2,3 ± 0,9	4,1 ± 2,0*	3,8 ± 1,5*	6,402	0,016	OA <sub>KL3</sub> OA <sub>KL4</sub>	0,011 0,034
Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ )	1,9 ± 4,3	3,1 ± 3,3	2,4 ± 4,8	7,8 ± 3,5*	7,5 ± 3,6*	6,441	0,015	OA <sub>KL3</sub> OA <sub>KL4</sub>	0,011 0,011
Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ )	-0,2 ± 1,4	1,4 ± 2,2	1,4 ± 1,6	2,8 ± 2,0*	1,5 ± 2,4	10,109	0,003	OA <sub>KL3</sub>	0,006
Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ )	-4,1 ± 5,2	-2,7 ± 3,9	-5,8 ± 6,4	0,8 ± 3,1	2,9 ± 5,1*	3,308	0,077	OA <sub>KL4</sub>	0,010
<b>Désalignement en statique</b>									
Varus/valgus	1,2 ± 3,9	1,3 ± 2,0	1,1 ± 4,3	5,0 ± 3,8	5,5 ± 3,9*	2,727	0,107	OA <sub>KL4</sub>	0,047
<b>Moment articulaire à la marche</b>									
1 <sup>er</sup> max. moment adducteur	2,4 ± 0,7	2,2 ± 0,7	2,2 ± 1,4	3,1 ± 0,8	2,8 ± 0,8	0,493	0,487	-	-
Impulsion angulaire nette en adduction	0,8 ± 0,3	0,8 ± 0,3	0,8 ± 0,8	1,2 ± 0,4	1,1 ± 0,5	1,370	0,249	-	-

Note : En termes d'unité, les paramètres de cinématique et de désalignement en statique sont exprimés en degré, le 1<sup>er</sup> max. du moment adducteur est exprimé en pourcentage de poids corporel multiplié par la taille en m (% PC\*T) et l'impulsion angulaire nette en adduction par le produit du (% PC\*T) par le temps en s (% PC\*T\*s). L'annotation (\*) précise les moyennes des sous-groupes qui sont significativement différents du groupe de personnes asymptomatiques.

Tableau 8.4. Matrice de corrélations entre les paramètres biomécaniques et les mesures cliniques

	Temps de marche	Amplitude autour du genou (plan sagittal)	Force musculaire isométrique autour du genou		Test de montée et descente d'un escalier		Score questionnaire algofonctionnel WOMAC		
			Groupe des extenseurs	Groupe des fléchisseurs	Temps de la montée	Temps de la descente	Douleur	Raideur	Fonction
Cinématique à la marche									
Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ )	-0,01	-0.43	-0,16	-0,16	0,11	0,07	0,24	0,27	0,26
Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ )	0,06	-0,10	-0,11	-0,21	0,24	0,30	0,08	0,23	0,12
Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge ( $\Delta\theta_{A4}$ )	0,22	-0.43	-0.60	-0.60	0.44	0.41	0.40	0.40	0.38
Désalignement en statique									
Varus/valgus	-0,02	-0,02	-0,07	-0,15	0,20	0,22	0,07	0,16	0,04
Moment articulaire à la marche									
1 <sup>er</sup> max. moment adducteur	0,10	-0,12	-0,06	-0,18	0,04	0,19	0,17	0,06	0,05
Impulsion angulaire nette en adduction	0,18	-0,01	-0,10	-0,24	0,07	0,19	0,22	0,04	0,06

Note : Les valeurs de corrélation présentées en rouge et soulignées sont celles qui sont significatives à un seuil  $\alpha$  de 0,05 ou mieux.

## **CHAPITRE 9. DISCUSSION ET CONCLUSION GÉNÉRALES**

L'objectif général du projet de recherche, réalisé dans le cadre de cette thèse doctorale, était de développer et valider une approche d'évaluation de nature biomécanique et applicable en contexte clinique, basée sur l'analyse de la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique, chez des patients gonarthrosiques. Cette démarche impliquait trois sous-objectifs plus spécifiques, tels que (1) la détermination de la faisabilité de la méthode d'évaluation sur l'échantillon de la population étudiée (étude 1), (2) la détermination de la validité conceptuelle des paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique (étude 2 et section des résultats complémentaires) et, enfin, (3) l'évaluation de la fidélité test-retest des paramètres de cinématique angulaire étant ressortis comme étant pertinents pour le suivi de patients gonarthrosiques, à la suite de la seconde étude. Dans cette dernière section de la thèse, on retrouve, tout d'abord, un retour sur chacune des études débouchant sur une ouverture vers des projets futurs; ensuite, les principales limites de ce projet seront discutées et, enfin, les avancées d'un point de vue scientifique ressortant de ce travail de recherche seront exposées en guise de conclusion générale.

### **9.1. Retour sur les études et ouverture vers des projets futurs**

#### ***9.1.1. Étude 1 : faisabilité de la méthode d'évaluation***

Une étude effectuée auprès de 303 participants avait démontré que l'utilisation de l'exosquelette, à titre de système de mesure non invasif pour évaluer la cinématique en 3D autour du genou, était adéquate pour la prise de mesures en un milieu clinique (Charbonneau et coll., 2005). Or, les effets du port de ce système de mesure sur le niveau de douleur au genou et sur le patron de marche n'avaient pas encore été explorés. Ils étaient aussi inconnus dans un contexte de suivi inter-sessions de personnes pathologiques. La première étude de ce projet de thèse visait alors à déterminer ces effets et cela, en quantifiant le niveau de douleur à l'aide d'une EVA évaluant la douleur

à la marche et en analysant les paramètres spatio-temporels de la marche ainsi que des paramètres extraits d'une analyse en 3D des forces de réaction du tapis roulant. Nous avons choisi ces paramètres en les considérant comme étant de bons indicateurs pour déceler la présence d'une modification du patron de marche chez les patients gonarthrosiques qui serait induite par le port de l'exosquelette (p. ex. de la claudication).

Le premier effet observé grâce à cette étude est que le port de l'exosquelette induisait chez les patients très peu de douleur autour du genou instrumenté. Bien que l'augmentation de douleur notée se situait au-dessus du seuil de significativité statistique, elle frôlait les limites inférieures du seuil de significativité clinique (Kelly, 1998, 2001; Todd, 1996). Les commentaires verbaux rapportés par les patients allaient dans le même sens que ces résultats évalués de façon objective. À cet effet, les patients ont déclaré que l'exosquelette induisait un léger inconfort, dû à une sensation de serrement au niveau des condyles fémoraux, Malgré cet inconfort, ils considèrent que cet instrument de mesure n'était pas véritablement douloureux. De plus, quelques données de ce projet de recherche montrent que le port de l'exosquelette pour un exercice de marche sur tapis roulant a très bien été toléré chez 97% des patients ayant pris part à cette recherche (34 cas / 35, voir la figure 4.1) ou chez 89% des personnes incluses dans ce projet (51 cas / 58).

En contradiction avec ces résultats en faveur de l'utilisation de ce système de mesure, les jeunes adultes évalués dans les travaux de recherche de Sudhoff et coll. (2007) semblent avoir moins bien toléré le port de l'exosquelette. Ils ont rapporté que ce système de mesure était considérablement plus douloureux que deux autres technologies non invasives servant, elles aussi, à la fixation en surface de marqueurs de mouvement (Goujon et coll., 2006; Goujon et Cadilhac, 2003; Marin et coll., 1999). La différence que l'on peut percevoir entre les commentaires des patients du présent projet de recherche et des participants des travaux de Sudhoff et coll. (2007) peut s'expliquer selon au moins deux points de vue, soit l'existence d'une différence en termes (1) d'expertise du clinicien ayant ajusté le système sur les personnes évaluées, ou en termes (2) du type d'échantillon de la population étudiée. Selon des discussions avec les

auteurs, le clinicien ayant ajusté l'exosquelette sur les personnes évaluées dans le cas des travaux de Sudhoff et coll. (2007) semblait être moins familiarisé à l'usage de ce système que la personne ayant effectué cette tâche dans le cadre du présent projet. Le niveau d'aisance à ajuster adéquatement l'exosquelette que possède le poseur peut certainement contribuer à minimiser la douleur ou l'inconfort induit par le port de ce système de mesure. La seconde différence entre les deux travaux de recherche est liée au type d'échantillon de population. Pour des personnes gonarthrosiques âgées, comparativement à de personnes saines et asymptomatiques, il est plausible que l'effet induit par le port de l'exosquelette soit moins facilement dissociable de la douleur à laquelle elles sont habituées de vivre au quotidien ou qu'elle soit plus tolérable compte tenu de la chronicité de cette douleur. Chez les personnes saines, la douleur induite par l'exosquelette serait peut-être plus « surprenante », étant la seule source de douleur ressentie autour du genou.

Le deuxième résultat important de la première étude est le fait que le port de l'exosquelette n'affectait que légèrement la stratégie de marche personnelle des patients, et cela se traduisait par l'adoption d'une marche dite plus *précautionneuse*, dont l'effet était constant dans un contexte d'évaluation inter-sessions, semblable à un réel suivi clinique avant et après un traitement. L'adoption d'une marche plus *précautionneuse* a été observée grâce aux effets significatifs, bilatéraux, obtenus sur la durée de la phase de double support (paramètre spatio-temporel) ainsi que sur 14 des 42 paramètres issus de l'analyse en 3D des forces de réaction du tapis roulant. La bilatéralité de ces effets montre que le port de l'exosquelette induisait une adaptation symétrique au niveau des membres inférieurs, et non un phénomène de claudication.

La contribution scientifique de notre première étude de cette thèse réside en ce qu'elle semble, selon la littérature, être la seule jusqu'à présent à étudier la question des effets du port d'un système non invasif servant à l'attache de marqueurs de mouvement sur la stratégie de marche des personnes évaluées. Bien que les effets du port de l'exosquelette aient été étudiés sur des paramètres spatio-temporels ainsi que sur des paramètres issus de l'analyse en 3D des forces de réaction du tapis roulant, et non sur



des variables de cinématique angulaire autour du genou, les résultats obtenus ici suggèrent que le port de l'exosquelette devrait avoir très peu d'influence sur ce type de variables. Alors que ces effets n'ont pas été directement étudiés dans cette thèse, Reinschmidt et coll. (1997a) ont examiné cet aspect en évaluant l'influence de l'utilisation de tiges intra-corticales sur les mesures de cinématique en 3D autour du genou lors de la marche. Les auteurs ont rapporté que l'allure des patrons de cinématique n'était pas affectée par l'utilisation des tiges intra-corticales, mais que ces dernières induisaient un biais au niveau des positions angulaires durant la phase d'appui à la marche en deçà de  $2,1^\circ$  en adduction/abduction, de  $4,8^\circ$  en rotations tibiales interne/externe et de  $4,5^\circ$  en flexion/extension. Quoique l'utilisation de tiges intra-corticales soit considérée comme étant la méthode de référence (ou étalon) en termes de justesse de la mesure pour l'évaluation de la cinématique en 3D, son utilisation est limitée et non applicable dans un contexte de suivi clinique à cause de l'aspect invasif de cette approche (Ramsey et Wretenberg, 1999). L'exosquelette étudié ici est une alternative intéressante en termes d'applicabilité clinique et de justesse de la mesure (Ganjikia et coll., 2000; Sati et coll., 1996a).

Pour faire suite à cette première étude constituant la présente thèse, il serait pertinent de vérifier l'hypothèse selon laquelle le port de l'exosquelette n'induit pas d'effet significatif sur les mesures de cinématique angulaire en 3D autour du genou à la marche. Vérifier cette hypothèse serait en continuation avec les démarches de validation déjà entamées dans la présente recherche et pourrait contribuer à ajouter des évidences scientifiques favorables à l'utilisation de cet instrument de mesure ou, sinon, permettre le développement de moyens de correction des effets induits par le port de l'exosquelette, une fois ces effets mieux connus.

### ***9.1.2. Étude 2 et résultats complémentaires : validité conceptuelle des paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou***

Comme premier pas en termes de validité conceptuelle, une analyse comparative de paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou à la marche a été réalisée entre un échantillon de patients gonarthrosiques et un échantillon de personnes

asymptomatiques dans le cadre de la seconde étude de ce projet doctoral. Selon la recension des écrits, cette étude a la particularité d'être la première analysant des paramètres qui tiennent compte des sous-phases de la phase d'appui à la marche, en considérant de façon distincte divers degrés de sévérité radiologique de la pathologie. Ceci explique pourquoi un si grand nombre de paramètres ont été développés et analysés : la démarche fut réalisée, en partie, de façon exploratoire. Il en a été ainsi surtout dans le cas de l'étude des patrons de rotations tibiales interne/externe et d'adduction/abduction pour lesquels la littérature demeure encore assez limitée.

Un aspect original de cette étude est que les résultats ont montré que la gonarthrose influençait la cinématique angulaire autour du genou pathologique<sup>59</sup> au cours de phases spécifiques de la marche et selon les trois plans de déroulement des mouvements articulaires : plan sagittal (patron de flexion/extension), plan transverse (patron de rotations tibiales interne/externe) et plan frontal (patron d'adduction/abduction). Cette étude montre également que certains paramètres extraits de ces patrons de mouvement sont discriminants entre des personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$  et  $\theta_{A5}$ ) et que plusieurs sont sensibles à l'évolution de la détérioration de l'état du genou à partir d'un stade asymptomatique ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ,  $\Delta\theta_{R5}$ ,  $\theta_{R7}$ ,  $\theta_{A1}$ ,  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$  et  $T_{A8}$ ) ou entre des niveaux de sévérité radiologique croissants entre des sous-groupes de personnes pathologiques ( $\Delta\theta_{R5}$ ,  $\theta_{R7}$ ,  $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\theta_{A5}$  et  $T_{A8}$ ). Rappelons brièvement les principaux effets observés dans chacun des plans de déroulement des divers mouvements articulaires.

En ce qui concerne le plan sagittal, cette étude a permis de démontrer que les mesures de changements angulaires en flexion lors de la mise en charge ( $\Delta\theta_{F5}$ ) et en extension lors de l'appui unilatéral ( $\Delta\theta_{F6}$ ) ainsi que la mesure de l'amplitude de mouvement déterminée sur tout le cycle de marche ( $\Delta\theta_{F7}$ ) sont des paramètres sensibles à la détérioration du genou à partir d'un état asymptomatique. Notons, toutefois, qu'elle a aussi montré que les effets observés sur ces trois paramètres étaient tributaires du poids

---

<sup>59</sup> Dans le cas d'atteinte radiologique bilatérale (genou gauche et genou droit), c'était plutôt au niveau du genou le plus symptomatique.

corporels des individus comparés. Intéressant aussi est le constat que les effets significatifs de diminution des valeurs des paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$ , associés à l'évolution de l'état arthrosique, dénotent la présence d'un phénomène plutôt généralisé chez les patients, malgré l'observation de stratégies personnelles de mouvement plutôt variables d'un patient à l'autre. Ces stratégies personnelles étaient variables, voire divergentes en termes de positionnement angulaire dans le plan sagittal, telles que les stratégies « genou fléchi », aussi notée par Al-Zahrani et Bakheit (2002) et « genou en extension », également observée par Baliunas et coll. (2002) et Fisher et coll. (1997). Enfin, ces stratégies affectaient surtout les phases de mise en charge et d'appui unilatéral de la phase de support à la marche en ce qui concerne les paramètres issus du plan sagittal.

Quant aux mouvements se déroulant dans le plan transverse, l'analyse du patron de rotations tibiales interne/externe a permis de constater que la détérioration de l'état du genou à partir d'un état asymptomatique, ou seulement, entre personnes gonarthrosiques atteintes selon des degrés de sévérité différents, affectait la mesure du changement angulaire net durant la poussée ( $\Delta\theta_{R5}$ ) et, par conséquent, l'angle à la fin de la phase de support ( $\theta_{R7}$ ). Comme chez les personnes asymptomatiques, les patients légèrement à modérément atteints d'arthrose ( $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ ) effectuaient un mouvement net en rotation externe durant la poussée, alors que les patients plus sévèrement atteints par la pathologie ( $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ ) effectuaient un mouvement net en rotation interne.

En associant ces résultats à ceux observés dans le plan frontal lors de la phase de poussée, nous suggérons, à partir des combinaisons de mouvements observées, que certaines d'entre elles seraient la manifestation de mécanismes de protection articulaire alors que d'autres pourraient être associées à la progression de la pathologie. À cet effet, les résultats obtenus sur le paramètre  $T_{A8}$ , évaluant la durée en adduction (ou en varus) durant la phase d'appui, et le paramètre  $\theta_{A5}$ , évaluant l'angulation dans le plan frontal à la fin de la phase de support, ont montré que les personnes asymptomatiques ainsi que les patients  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$  adoptaient des positions angulaires en abduction (ou en valgus) tôt au cours de la phase de poussée. De leur côté, les patients  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$

conservaient des positions angulaires en adduction jusqu'à la fin de la phase de support. Lors de la poussée, alors que le genou effectue une flexion, l'observation d'un mouvement net de rotation externe combiné à des positions angulaires en abduction (ou valgus), tel que noté chez les patients  $OA_{KL1}$  et  $OA_{KL2}$ , suggère que l'ampleur des contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne pouvait en être réduite, chez ces individus. Par ailleurs, la combinaison d'un mouvement net de rotation tibiale interne avec un positionnement angulaire en adduction autour du genou jusqu'à la fin de la phase de support tel qu'observé chez les patients  $OA_{KL3}$  et  $OA_{KL4}$ , est certainement un mécanisme dommageable et indésirable au niveau du compartiment fémorotibial interne. Il est probablement un facteur pouvant accentuer la progression de la pathologie et il est possiblement subi par les patients à cause d'un désalignement en varus prononcé chez ces derniers, qui résulterait, en partie, du degré avancé de détérioration du compartiment fémorotibial interne.

L'analyse du patron de rotations tibiales interne/externe a aussi permis de faire ressortir quatre stratégies de mouvement auprès de l'ensemble des participants à ce projet. Le développement d'un classificateur objectif et automatique serait pertinent pour évaluer s'il existe un lien quelconque entre certains de ces patrons et l'arthrose.

Pour l'analyse du patron dans le plan frontal, soit les mouvements d'adduction/abduction, les résultats ont montré que certains paramètres étaient discriminants entre un état asymptomatique par rapport à un état gonarthrosique ou qu'ils étaient sensibles à l'évolution de la détérioration structurale de l'articulation. C'est donc sur ce patron de mouvements que les effets obtenus sont les plus puissants et nombreux. Plus particulièrement, nous avons observé que la mesure d'amplitude de mouvement durant la mise en charge ( $\Delta\theta_{A2}$ ), la mesure du changement angulaire au cours de cette même phase ou le fléchissement en varus ( $\Delta\theta_{A4}$ ), la mesure de la position angulaire moyenne durant la phase d'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ) et celle évaluant l'angle à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ) ressortent comme ayant une capacité discriminante entre les deux types d'échantillons de population étudiés. Cela implique que la marche des patients gonarthrosiques se caractérise par la présence de mouvements prononcés en

médio-latéral ainsi qu'un fléchissement en varus durant la mise en charge du poids corporel sur le membre inférieur pathologique, suivis d'une angulation en adduction ou en varus prononcée lors de l'appui unilatéral, pendant laquelle ce membre inférieur supporte à lui seul le corps en dynamique et la présence d'un désalignement en adduction persistant jusqu'au début de la phase d'oscillation. De plus, les résultats ont montré que l'angle au contact initial ( $\theta_{A1}$ ), le paramètre  $\theta_{A3}$  (rapporté ci-haut) et l'angle à la fin de la phase de support ( $\theta_{A5}$ ) évoluaient significativement avec l'augmentation de la sévérité radiologique de la pathologie. Ces trois paramètres de désalignement mesurés en contexte dynamique dénotent qu'il y a une accentuation du degré d'adduction (ou de varus) au genou lors de la phase de support à la marche, avec l'accroissement de la détérioration structurale du compartiment fémorotibial interne. L'augmentation de la durée en adduction, évaluée par le paramètre  $T_{A8}$ , lui aussi significativement sensible à l'évolution de la détérioration structurale, vient préciser que la durée pendant laquelle le genou pathologique adoptait une angulation en adduction augmentait avec la sévérité. L'ensemble des effets significatifs obtenus sur le patron de mouvement dans le plan frontal montre que toute la phase de support à la marche peut être perturbée par la pathologie.

Pour terminer, trois derniers aspects découlant des résultats de la seconde étude méritent aussi d'être soulignés. Premièrement, cette étude a montré que la subdivision des patients en sous-groupes a permis de faire ressortir des effets qui auraient été masqués par la variabilité inter patients si ces derniers avaient été réunis en un seul groupe. Deuxièmement, la cohérence des effets obtenus entre les analyses faites dans les trois plans de déroulement des mouvements articulaires apporte une certaine validité aux données de cinématique angulaire en 3D présentées dans ce projet. Enfin, les résultats laissent croire qu'il serait pertinent d'analyser, entre les deux échantillons de population étudiés dans ce projet, des patrons de combinaison de mouvements angulaires se déroulant dans des plans différents.

Pour compléter notre seconde étude portant sur la validité conceptuelle, des analyses complémentaires (matrices de corrélations) ont été effectuées et les résultats ont

été présentés dans une section indépendante (chapitre 8). Ces analyses avaient pour but d'évaluer la force des relations entre les paramètres de cinématique angulaire dans le plan frontal, entre eux et avec deux facteurs biomécaniques de progression de la pathologie (le désalignement en varus/valgus mesuré en condition statique et le moment adducteur externe autour du genou évalué à la marche) ainsi qu'avec des mesures cliniques renseignant sur les effets symptomatiques et fonctionnels de la pathologie. Cette démarche était en quelque sorte un processus « exploratoire » de validité convergente et divergente. Nous cherchions à déceler la présence de redondance conceptuelle entre les paramètres de cinématique d'intérêt et à mieux saisir leur signifiante clinique. Seuls les paramètres de cinématique angulaire issus de l'analyse dans le plan frontal ont été retenus pour ces fins d'analyse, car ce sont les paramètres pour lesquels les différences entre les personnes asymptomatiques et gonarthrosiques ont été les plus notables.

Suite aux corrélations obtenues entre les divers types de paramètres biomécaniques, les résultats ont démontré une convergence parfaite entre deux mesures de désalignement dans le plan frontal à la marche, soit l'angle au contact initial ( $\theta_{A1}$ ) et la position angulaire moyenne lors de l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ), et une de désalignement en varus/valgus évalué en statique. Cela implique qu'il y a redondance conceptuelle entre ces mesures. Puisque l'évaluation du désalignement en varus/valgus en condition statique est avantageuse par rapport aux deux mesures de désalignement à la marche en termes d'application en milieu clinique (c.-à-d. qu'elle nécessite moins de matériel, d'espace et de temps d'évaluation) ; il serait tentant de privilégier l'utilisation de cette mesure par rapport aux deux autres. Nous pouvons toutefois nous demander si ce choix serait pertinent d'un point de vue d'une application de nature discriminative de la mesure. Des ANOVA et des tests de Dunnett ont permis de montrer que l'évaluation du désalignement dans le plan frontal à la marche lors de l'appui unilatéral ( $\theta_{A3}$ ) serait, parmi l'ensemble des paramètres de désalignement en statique et en dynamique, celui le plus discriminant entre des patients gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques. De plus, il serait aussi celui qui est le plus fortement associé aux paramètres issus du

moment adducteur externe, donc à l'estimation des contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne.

Comme autres résultats pertinents, nous avons démontré que le paramètre de variation angulaire  $\Delta\theta_{A2}$ , évaluant l'amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge, est significativement et assez fortement corrélé au paramètre  $\Delta\theta_{A4}$ , évaluant le fléchissement en varus avec la mise en charge. Selon les corrélations notées, il n'en demeure pas moins qu'un certain niveau de divergence existe entre ces deux paramètres. À cet effet, nous supportons l'idée selon laquelle le paramètre de variation angulaire  $\Delta\theta_{A2}$  serait une mesure objective du degré d'instabilité articulaire en médio-latéral autour du genou à la marche. D'autres validations sont nécessaires puisque certaines évidences expérimentales ne supportent pas cette proposition (van der Esch et coll., 2008). De plus, les corrélations obtenues témoignent que le fléchissement en varus ( $\Delta\theta_{A4}$ ) est significativement corrélé, et cela de façon similaire, aux mesures de désalignement en statique et en dynamique ( $\theta_{A3}$ ) ainsi qu'au moment adducteur externe. Le paramètre évaluant le fléchissement en varus serait une mesure tout aussi reliée au désalignement dans le plan frontal qu'à l'estimation des contraintes articulaires au niveau du compartiment fémorotibial interne. Enfin, des ANOVA ont montré que ces deux paramètres de variation angulaire ( $\Delta\theta_{A2}$  et  $\Delta\theta_{A4}$ ) étaient les plus discriminants avec la mesure de désalignement évalué en dynamique ( $\theta_{A3}$ ) parmi l'ensemble des paramètres de nature biomécanique analysés, voire même plus discriminant que les paramètres issus du patron du moment adducteur externe.

Compte tenu de la pertinence, en termes de capacité discriminante, de l'évaluation des paramètres de cinématique angulaire  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ , et  $\theta_{A3}$ , leur degré de convergence avec les mesures cliniques a été comparé à celui de la mesure de désalignement en varus/valgus en statique et ceux des mesures tirées du patron du moment adducteur externe. Les résultats ont montré que seuls les paramètres de variation angulaire ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ) étaient significativement corrélés avec certaines des mesures cliniques. Les paramètres  $\Delta\theta_{A2}$  et  $\Delta\theta_{A4}$  étaient inversement liés à l'amplitude de mouvement autour du genou dans le plan sagittal. Un tel résultat suggère que les patients qui ont une perte

d'amplitude de mouvement en flexion/extension présenteraient également une amplitude de mouvement en médio-latéral importante lors de la mise en charge à la marche ( $\Delta\theta_{A2}$ ) et un fléchissement prononcé en varus durant cette même phase ( $\Delta\theta_{A4}$ ). Les résultats ne nous permettent pas toutefois de nous prononcer à savoir lequel ou lesquels des effets sont causes ou conséquences. En concordance avec cette relation, les corrélations ont également montré que le fléchissement en varus était significativement lié à la présence de raideur articulaire autour du genou selon les résultats obtenus au WOMAC. Selon les relations significatives observées entre le fléchissement en varus, les mesures de force musculaire, les temps de montée et de descente d'un escalier et la composante reliée à la fonction motrice du WOMAC, il semble qu'un fléchissement en varus prononcé est lié à un manque de force des muscles fléchisseurs et des extenseurs autour du genou et, par conséquent, à l'augmentation du temps de montée et de descente d'un escalier ainsi qu'à la perte de fonction motrice dans les activités du quotidien, évaluée par le WOMAC. Dans le même sens que nos résultats, Chang et coll. (2004) ont rapporté des résultats suggérant que la présence d'un *Varus thrust* pourrait être un facteur de prédiction du déclin des capacités fonctionnelles des personnes arthrosiques. Enfin, le fléchissement en varus a également été significativement et directement associé à la présence de douleur au genou pathologique ressentie au quotidien, selon les résultats de la composante douleur du questionnaire WOMAC.

En somme, les résultats des analyses complémentaires portant sur la détermination de la validité convergente et divergente des paramètres de cinématique issus de l'analyse dans le plan frontal démontrent la pertinence de l'évaluation des paramètres  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ , et  $\theta_{A3}$  pour un suivi clinique de patients gonarthrosiques. Bien que les démarches de validation réalisées dans le cadre de cette thèse aient permis d'avoir une meilleure perception de la portée clinique de ces paramètres, davantage d'évidences en termes de validité conceptuelle sont nécessaires pour mieux comprendre en profondeur leur signification.



### ***9.1.3. Étude 3 : fidélité test-retest des paramètres de cinématique angulaire pertinents pour le suivi des patients gonarthrosiques***

Dans le cadre de la seconde étude de cette thèse, des paramètres issus de l'analyse de la cinématique angulaire en 3D autour du genou ont été ciblés pour leur capacité discriminante entre un échantillon de patients gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques ou pour leur sensibilité à l'évolution du niveau de détérioration structurale de l'articulation. En troisième étude de cette thèse, la fidélité test-retest de ces paramètres ainsi que leur niveau de précision ont été évalués. La fidélité test-retest a été déterminée à partir des données collectées lors des deux sessions d'évaluation ayant lieu avant le traitement en physiothérapie, séparées par un délai de six à huit jours. Les CCI obtenus sur les paramètres de cinématique d'intérêt ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ,  $\Delta\theta_{F7}$ ,  $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ ) variaient entre 0,75 et 0,95. Selon certains experts dans le domaine de la psychométrie de la mesure, de tels niveaux d'ICC traduisent un bon à excellent degré de fidélité (Laurencelle, 1998; Rosner, 2000). Selon la littérature, cette étude serait la première à rapporter la fidélité test-retest de paramètres de cinématique angulaire en 3D autour du genou lors de la marche auprès d'un échantillon de patients gonarthrosiques. Auprès des mêmes patients, Turcot et coll. (2008a) ont aussi obtenu de hauts degrés de fidélité test-retest sur des mesures d'accélération linéaires en 3D du fémur et du tibia. Ces données accélérométriques ont été collectées lors des mêmes exercices de marche et les capteurs utilisés à cet effet étaient aussi fixés sur l'exosquelette. Ensemble, les résultats de l'étude de fidélité présentée dans cette thèse, jumelés avec les résultats de Turcot et coll. (2008a) et de Labbe et coll. (2008), portant sur la fidélité intra et inter juges, démontrent que l'utilisation de ce système de mesure permet d'acquérir des données sur la biomécanique du genou qui sont précises (en termes de stabilité ou de constance).

Les professionnels dans le domaine médical évaluent les besoins thérapeutiques de leurs patients, en partie, selon leur évolution d'une visite médicale à l'autre, en se reposant parfois sur des résultats obtenus à divers tests. Ils s'attendent à observer des résultats relativement stables, tout en acceptant un certain degré minimal de fluctuation, quand l'état clinique du patient n'a pas réellement évolué dans le temps ou à la suite

d'une intervention thérapeutique. Ils comptent aussi observer par les résultats des tests témoignant de changements notables, ou au-delà du degré minimal de fluctuation (selon la différence minimale requise [DM]), lorsque la condition du patient s'est améliorée ou détériorée de façon significative. Pour que le test soit considéré fiable dans un tel contexte de suivi, il est donc important que sa mesure ait une grande fidélité test-retest ainsi qu'un haut niveau de précision. Dans le cadre de l'étude présentée dans cette thèse, les erreurs-types de mesure sur les paramètres de cinématique angulaire étudiés se chiffraient en-dessous de  $3^\circ$ . Il en résultait des DM variant entre  $1,7^\circ$  et  $8,1^\circ$ . Pour que les effets d'une intervention thérapeutique soient considérés comme étant significatifs ou situés au-delà de la variabilité inhérente aux fluctuations dans les mesures, les changements attendus doivent être d'une ampleur supérieure à l'ordre de grandeur des DM obtenues, dans cette étude, sur les paramètres étudiés.

Les DM ont été quantifiés dans cette étude de fidélité dans l'optique éventuelle d'évaluer pour les paramètres de cinématique d'intérêt leur sensibilité au changement ainsi que leur réponse au programme de physiothérapie. La sensibilité au changement et la réponse d'une mesure sont des qualités psychométriques intimement reliées. Selon Liang (2000), la sensibilité au changement fait référence à l'aptitude d'un outil de mesure à évaluer un changement d'état, sans tenir compte de la pertinence ou de la signifiante clinique de ce changement. Cette forme de sensibilité au changement est considérée comme étant une propriété nécessaire mais non suffisante à la réponse de la mesure. La réponse d'une mesure, selon Liang (2000), réfère plutôt à l'aptitude de l'outil à mesurer un réel changement clinique dans la condition du patient. Selon cette définition, le changement doit alors être notoire et apprécié selon la perspective du patient, de ses proches, de la société ou d'un professionnel de la santé. Ces deux qualités psychométriques seront évaluées sur les paramètres explorés dans ce projet doctoral dans le cadre d'une étude future. À cet égard, Turcot et coll. (2009) ont évalué la sensibilité au changement des données en 3D des accélérations linéaires fémorales et tibiales sur les patients faisant partie de ce projet de recherche et ils ont obtenu des changements significatifs sur quelques paramètres. Cela montre que certains paramètres

biomécaniques évalués au niveau du genou pathologique sont sensibles à une intervention thérapeutique, par exemple un traitement en physiothérapie, le cas échéant.

## **9.2. Limites de ce projet de recherche**

Toute recherche implique certaines limitations. Dans le cas présent, nous avons ciblé les trois plus importantes, discutées ci-dessous. Ces limitations sont : (1) une taille échantillonnale restreinte des groupes étudiés, (2) le fait qu'il existe une méconnaissance quant à la justesse des données de cinématique angulaire en 3D autour du genou évaluées à la marche ainsi que de la mesure de désalignement fonctionnel en varus/valgus et, enfin, (3) le fait que l'analyse ait porté sur un exercice de marche standardisée par l'utilisation d'un tapis roulant.

### **9.2.1. Petite taille échantillonnale**

Dans le cadre des analyses réalisées pour déterminer la validité conceptuelle des données de cinématique angulaire autour du genou (étude 2 et section de résultats complémentaires), l'ensemble des participants avait été subdivisé selon cinq groupes : AS, OA<sub>KL1</sub>, OA<sub>KL2</sub>, OA<sub>KL3</sub> et OA<sub>KL4</sub>. Les échantillons de ces groupes variaient de 16 à 6, dans le cas des analyses effectuées à la condition de marche à la vitesse confortable. Les participants ont été subdivisés en autant de sous-groupes pour deux principales raisons. La première est liée au fait que nous désirions évaluer la sensibilité des paramètres de cinématique à l'évolution radiologique de la gonarthrose ; la seconde au fait que nous désirions faire ressortir le phénomène d'hétérogénéité des stratégies de mouvement autour du genou, adoptées par les patients.

À partir des cinq sous-groupes, des ANOVA, des ANCOVA, des analyses du  $\bar{E}^2$  et des tests de Dunnett ont été effectués. On peut alors se demander s'il était légitime sur le plan statistique d'appliquer ces tests. Bien qu'il soit vrai que les sous-groupes comparés étaient de petites tailles, aucune évidence statistique ne vient confirmer que leurs distributions de données transgressaient les lois de la distribution normale (Rosner, 2000). À cet effet, il a été vérifié que les distributions de données ne présentaient pas un niveau d'asymétrie notable, laissant ainsi croire que la condition de distribution normale

était respectée. Il est certain que bénéficier de tailles échantillonnelles plus grandes aurait apporté certains avantages. En effet, cela aurait majoré la puissance statistique des analyses effectuées, permettant ainsi une plus importante généralisation des résultats. De plus, cela aurait davantage renforcé la pertinence d'avoir recours à des méthodes de classification objectives et automatiques pour discriminer entre les diverses stratégies de mouvement autour du genou. Selon les résultats obtenus, on observe que ces méthodes seraient pertinentes pour effectuer des analyses sur des patrons de combinaison de mouvements articulaires se déroulant dans des plans différents et pour l'analyse du patron de rotations tibiales interne/externe, pour lequel quatre stratégies de mouvement ont été observées dans ce travail. Dans cette optique, notre groupe de recherche a jusqu'à présent observé, en ayant recours à des méthodes de classification, l'existence de deux catégories de patrons en rotations tibiales interne/externe au sein de l'échantillon de patients gonarthrosiques étudiés dans ce projet (Gaudreault et coll., soumis octobre 2009).

Par ailleurs, puisque les tailles des échantillons étudiés étaient modestes, il appert que les effets significatifs observés dans cette thèse sont puissants. Compte tenu qu'ils sont ressortis avec des petites tailles échantillonnelles, cela nous permet d'entrevoir la perspective selon laquelle il pourrait être possible d'utiliser les paramètres de cinématique d'intérêt proposés dans cette thèse à des fins de suivi clinique individuel.

### ***9.2.2. Une méconnaissance de la justesse des mesures de cinématique angulaire et de désalignement fonctionnel en varus/valgus***

Pour déterminer la justesse de mesures prises avec l'instrument ou la méthode que l'on désire valider, il faut examiner si ces mesures (découlant de l'utilisation de l'exosquelette couplée à la méthode de définition du système de coordonnées articulaires [méthode FP], dans le cas présent) coïncident avec celles prises selon une méthode ou un outil de référence, couramment appelées mesures étalons ou, en anglais, *gold standard* (Laurencelle, 1998). Tel que déjà mentionné dans la revue de la littérature, quelques travaux de recherche ont été réalisés pour évaluer le degré de justesse des mesures de cinématique angulaire en 3D découlant de l'utilisation de l'exosquelette (Ganjikia et

coll., 2000; Sati et coll., 1996a; Sudhoff et coll., 2007). En comparant les positionnements angulaires évalués à partir de repères osseux internes à ceux évalués à partir de repères externes sur l'exosquelette, grâce à l'utilisation d'une méthode d'imagerie médicale par fluoroscopie<sup>60</sup>, Sati et coll. (1996a) ont montré des différences angulaires moyennes de 0,4° en adduction/abduction et de 2,3° en rotations tibiales interne/externe. Cette validation a été réalisée lors de l'exécution de mouvements de flexion/extension couvrant un arc de 65° avec le membre inférieur en oscillation (condition cinétique en chaîne ouverte). De plus, en utilisant un système de radiographie de type EOS<sup>®61</sup>, Sudhoff et coll. (2007) ont observé que, pour différentes positions angulaires en flexion autour du genou évaluées à la suite d'un exercice de 50 cycles de marche, les erreurs de mesure sur la cinématique angulaire collectée à l'aide de l'exosquelette étaient inférieures, en moyenne, à 1,5° en flexion/extension et en adduction/abduction. Toutefois, dans le cas des rotations tibiales interne/externe, les erreurs de mesure se chiffraient davantage autour de 3,0°. Ensemble, les résultats des travaux de Sati et coll. (1996a) et de Sudhoff et coll. (2007) laissent croire que, lors d'un exercice de marche, une excellente justesse des mesures serait obtenue en flexion/extension et en d'adduction/abduction, mais celle en rotations tibiales interne/externe peut davantage être remise en cause. Jusqu'à présent, aucune étude n'a été réalisée pour déterminer la justesse des mesures de cinématique en 3D autour du genou découlant de l'utilisation de l'exosquelette lors d'un exercice de marche. Cela est en grande partie causé par le fait que la réalisation de ce type de validation nécessiterait le recours à des méthodes invasives telles que la fluoroscopie ou l'utilisation de tiges intra corticales.

Quelles sont les conséquences de cette méconnaissance en termes de justesse des mesures de cinématique angulaire sur les résultats et conclusions découlant des études réalisées dans le cadre de cette thèse ? Nous soutenons l'assertion selon laquelle les différences significatives observées entre les groupes étudiés sont des effets réellement

---

<sup>60</sup> Méthode d'imagerie par rayon X en 3D, dans le cas de l'étude à laquelle on fait référence, avec prise en temps réel et une fréquence d'acquisition de 30Hz.

<sup>61</sup> Technologie radiographique bi planaire et à faible dose en termes de radiation

présents. Cette position repose sur divers arguments. Dans un premier temps, pour que les analyses de variance décèlent des différences significatives, cela implique qu'une part substantielle de variance vraie soit présente et émerge par rapport à la variance d'erreur dans le cas des paramètres étant ressortis comme discriminants. Dans un deuxième temps, des évidences scientifiques antérieures apportent en quelque sorte une certaine validité externe aux données de cinématique angulaire présentées dans le cadre du présent travail de recherche. À cet effet, de façon générale, l'allure des patrons de mouvement en 3D autour du genou observés dans la présente recherche concorde avec des observations faites par d'autres chercheurs. En ce qui concerne les patrons de flexion/extension et adduction/abduction à la marche observés ici, ils sont semblables à ceux rapportés par Lafortune et coll. (1992), qui utilisaient des tiges intra corticales, et aux patrons de flexion/extension observés par Al-Zahrani et Bakheit (2002), Astephen et coll. (2008), Baliunas et coll. (2002) ainsi que Kaufman et coll. (2001), qui ont conduit leurs recherches auprès d'échantillon de personnes gonarthrosiques. Quant au patron de rotations tibiales interne/externe, pour lequel plusieurs allures ont été observées dans cette recherche, certaines de ces allures sont en grande concordance avec les patrons rapportés par Lafortune et coll. (1992), Chao et coll. (1983) ou par Andriacchi et Dyrby (2005), qui ont réalisé une étude portant sur la cinématique autour du genou auprès de patients atteints d'une rupture du ligament croisé antérieur. La majorité des patrons de rotations tibiales interne/externe obtenus dans ce projet doctoral se caractérisent par la présence de deux maximums en rotation tibiale interne au cours de la phase de mise en charge à la marche. Ce phénomène a aussi été observé chez des participants de l'étude de Chao et coll. (1983), qui ont utilisé un électrogoniomètre triaxial pour évaluer la cinématique. Selon l'étude de Lafortune et coll. (1992), considérée la référence en termes de cinématique en 3D autour du genou chez des jeunes adultes sains, la phase de mise en charge à la marche se caractériserait par la présence d'un seul maximum en rotation tibiale interne dont l'occurrence coïncide avec le maximum en flexion présent durant cette même phase. Pour la définition des paramètres de cinématique sur le patron de rotations tibiales interne/externe, nous avons donc tenu en compte les résultats de

Lafortune et coll. (1992) et choisi le maximum coïncidant le mieux avec le maximum de flexion lorsque deux maximums étaient observables.

Néanmoins, la présence des deux maximums en rotation tibiale interne durant la mise en charge a soulevé beaucoup de questionnements. Notre groupe de recherche s'est demandé si cet effet était associé au filtrage des données, à une stratégie de marche propre à la marche sur tapis roulant ou à un mouvement parasite de l'exosquelette par rapport aux os lors de cette portion du cycle de marche. Quelques analyses supplémentaires et études pilotes ont été mises en œuvre pour tenter de trouver réponse à ces divers éléments potentiellement interférents. Pour vérifier la possibilité du filtrage, on a comparé les patrons de cinématique résultant de l'utilisation de la méthode de filtrage SSA avec une fenêtre de longueur 10 (Aissaoui et coll., 2006), qui a été adoptée dans le cadre de ce projet, à diverses fréquences de coupure passe bas (soit de 8hz à 5 Hz) d'un filtre de type Butterworth d'ordre deux, tel qu'il est couramment utilisé dans la littérature sur les données de cinématique angulaire à la marche. L'utilisation de ce dernier type de filtre selon des fréquences de coupure entre 6 et 5Hz permettait d'atténuer, voire de faire disparaître la présence du double maximum, mais cela engendrait également un effet d'aplatissement des signaux, effet jugé indésirable, étant donné le besoin de préserver les valeurs maximales et minimales du signal. Afin de valider si la marche sur tapis roulant était un élément causal, une étude pilote, conduite sur deux jeunes adultes, a été effectuée dont l'objectif était de comparer les patrons de cinématique angulaire en 3D autour du genou entre une marche sur tapis roulant et une marche sur corridor de marche (Lechasseur, 2008). Les résultats obtenus ont montré des patrons similaires entre les deux contextes de marche comparés. Bien que ces deux contextes de marche puissent impliquer des stratégies différentes, les effets découlant de ces stratégies n'aboutiraient pas à l'obtention d'un double maximum en rotation tibiale interne, tel qu'observé dans le cadre de ce projet doctoral. Comme dernière vérification, dans le cadre du projet réalisé par Lechasseur (2008), ce dernier a aussi effectué une analyse simulant des mouvements parasites de l'exosquelette en translation et en rotation

horizontale<sup>62</sup> afin d'en connaître les répercussions sur le patron de rotations tibiales. Par cette analyse, nous étions alors en mesure de déceler si les mouvements simulés induisaient l'apparition du double maximum observé. Les résultats obtenus suggèrent que le type de mouvement parasite simulé n'en serait pas non plus la cause.

Enfin, en conclusion de ces diverses analyses, il reste possible que le filtrage soit un élément causal de l'effet observé sur le patron de rotations tibiales interne/externe dans le cadre de ce projet. Il ne demeure pas moins que la source (ou les sources) de cet effet demeure peu claire, l'exosquelette ne semblant pas nécessairement impliqué puisque d'autres données, récemment collectées avec l'aide de ce système de fixation de marqueurs, ne présentent pas l'effet observé ici sur le patron de rotations tibiales.

Tel qu'il a été discuté ci-dessus, de façon générale, l'allure des patrons de mouvement en 3D autour du genou observée dans le présent travail de recherche est validée grâce aux observations faites par d'autres chercheurs. En est-il de même pour la justesse des positions angulaires « instantanées » composant ces patrons de mouvement en 3D ? Si on compare les valeurs angulaires obtenues dans ce projet à celles rapportées dans les travaux de Lafortune et coll. (1992), on note que les positions angulaires en 3D que l'on a observées chez le groupe de personnes asymptomatiques sont du même ordre de grandeur que celles rapportées par ces derniers auteurs, ayant réalisé leurs travaux de recherche auprès de personnes saines. Cela apporte une certaine validité aux valeurs angulaires rapportées dans cette thèse. Il est toutefois difficile de valider davantage la justesse des valeurs observées pour l'échantillon de patients gonarthrosiques et, surtout, pour les patrons en adduction/abduction et en rotations tibiales interne/externe qui ont été très peu étudiés antérieurement. De plus, aucune étude antérieure n'a fait ce type d'analyse lors d'un exercice de marche sur tapis roulant.

En somme, les études antérieures portant sur l'analyse de la cinématique autour du genou à la marche constituent un corps de connaissances venant apporter une certaine validité externe aux allures des patrons de mouvement ainsi qu'aux valeurs angulaires

---

<sup>62</sup> Types de mouvements parasites qui seraient susceptibles de se produire durant la phase de mise en charge à la marche.



des données de cinématique angulaire en 3D rapportés dans cette thèse. Puisque la justesse de ces données n'est pas encore réellement connue dans le contexte de marche étudié, il serait pertinent qu'une étude de validité soit réalisée pour apporter réponse à cet aspect. Nous considérons, à titre d'hypothèse, que les résultats de ce type d'étude de validité ne devraient pas compromettre les conclusions de cette thèse, mais plutôt fournir des valeurs plus justes pour les divers paramètres de cinématique étudiés ici.

Dans le même ordre d'idées, la justesse de la mesure de désalignement fonctionnel en varus/valgus que l'on a évalué à l'aide de la méthode FP (Hagemeister et coll., 2005) est aussi indéterminée. La justesse de cette mesure dépend de la justesse des estimations de chacun des centres articulaires : à la hanche, au genou et à la cheville. Dans le cas de la détermination de ces centres articulaires à l'aide de la méthode FP, celui de la hanche est déterminé selon une approche fonctionnelle, celui du genou à partir d'une combinaison de repères anatomiques externes et d'une approche fonctionnelle et celui de la cheville, à partir de repères anatomiques externes. Selon la mesure de référence, le désalignement en varus/valgus, qui consiste à évaluer l'axe mécanique, est habituellement quantifié à partir de clichés radiologiques du membre inférieur au complet (Hunt et coll., 2008). Il a été rapporté dans la littérature que les différences de positionnements entre des méthodes externes et fonctionnelles par rapport à celles basées directement sur des repères osseux internes étaient surtout notables aux niveaux des repères anatomiques pelviens et fémoraux, affectant alors l'interprétation des mouvements angulaires autour de la hanche et du genou (Della Croce et coll., 2005). La différence de positionnement du centre articulaire du genou entre une approche radiologique et l'approche que nous avons utilisée n'a jamais été étudiée. Quant à la hanche, la différence a été évaluée comme étant considérable selon les travaux de doctorat de Sudhoff (2007). Il serait alors pertinent, dans un projet futur, d'évaluer la différence qui existe entre la mesure de désalignement fonctionnel en varus/valgus, tel qu'évalué ici, et la mesure basée sur la radiographie de l'axe mécanique.

### 9.2.3. *Exercice de marche standardisée*

Dans la communauté scientifique en biomécanique, il existe un débat quant à la possibilité de généraliser les résultats de recherche découlant d'une analyse de la marche sur tapis roulant à un contexte de marche au sol, et cela surtout sur des échantillons de la population âgée ou autre que saine (Alton et coll., 1998; Matsas et coll., 2000; Riley et coll., 2007; Warabi et coll., 2005; Wass et coll., 2005). Concernant les paramètres spatio-temporels de la marche, certaines évidences montrent que la marche sur tapis roulant induit une diminution de la durée de la phase de support et une augmentation de la cadence (Alton et coll., 1998; Warabi et coll., 2005), alors que d'autres évidences nient la présence de ces différences significatives (Riley et coll., 2007), et cela sur le même type d'échantillon de sujets de recherche (jeunes adultes). Au niveau des analyses de cinématique, de cinétique et de dynamique (étude des moments articulaires), Alton et coll. (1998) obtiennent une augmentation significative du degré de flexion maximale autour du genou lors de la phase d'oscillation, pour laquelle la différence moyenne entre les deux conditions de marche est minime (de l'ordre de  $1,0^{\circ}$ ). Ces auteurs ont noté des différences plus notables au niveau de la cinématique autour de la hanche. De plus, Riley et coll. (2007) ont observé que les différences entre les deux contextes de marche étaient plus importantes sur les données de cinétique et de dynamique que dans le cas des données de cinématique angulaire. Autour du genou, ils ont observé une différence significative sur le niveau d'extension lors de la phase de support de l'ordre de  $0,6^{\circ}$ . Eux aussi ont noté que les différences les plus importantes se situaient autour de la hanche et de la ceinture pelvienne, avec des écarts en-dessus de  $2,0^{\circ}$ . Selon les travaux de Matsas et coll. (2000), les différences biomécaniques entre les deux contextes de marche seraient davantage une question de familiarisation à la marche sur tapis roulant, dans le cas des jeunes adultes. À cet effet, ils ont observé que les différences entre les deux contextes de marche sur des paramètres spatio-temporels (cadence, durée d'une foulée et longueur de pas) et sur des paramètres issus du patron de cinématique angulaire dans le plan sagittal (flexion/extension) s'estompaient après six minutes de familiarisation. Ces auteurs conclurent alors que les résultats biomécaniques de la marche sur tapis roulant

peuvent être généralisés à la marche au sol après une période de familiarisation suffisante. Est-ce aussi vrai chez les personnes âgées asymptomatiques ou symptomatiques ?

Les travaux de Wass et coll. (2005) montrent que, chez les personnes âgées, des différences significatives entre la marche sur tapis roulant et celle au sol peuvent persister après une période de familiarisation de 14 minutes. Ces observations ont été notées sur des données de cinématique angulaire autour du genou, dans le plan sagittal, et sur la cadence à la marche. Très récemment, Parvataneni et coll. (2009) ont montré que les différences sur le plan de la biomécanique de la marche sont minimales chez des personnes âgées, après quatre minutes de familiarisation au tapis roulant. Les différences les plus importantes ont été notées sur le maximum de flexion à la hanche (différence moyenne de  $3,0^\circ$ ) et sur le niveau d'extension au genou, qui serait plus prononcé au sol que sur tapis roulant (différence moyenne de  $1,5^\circ$ ).

En somme les travaux de recherche antérieurs suggèrent qu'il existe très peu de différence entre la marche sur tapis roulant et celle au sol sur des données de cinématiques angulaires autour du genou. Il est pertinent de mentionner, que dans la littérature portant sur la comparaison de ces deux contextes de marche, seules des analyses de la cinématique dans le plan sagittal ont été effectuées. De ce fait, il serait pertinent dans des travaux futurs d'effectuer ce type d'étude sur la cinématique en 3D autour du genou et cela, chez des jeunes adultes ainsi que sur des personnes âgées. Dans le cadre du projet préliminaire réalisé par Lechasseur (2008), ce type de comparaison a été fait de façon qualitative à partir des données de deux jeunes adultes. Il semblerait, sur la base de ce travail, que très peu de différence existe sur la cinématique angulaire en 3D entre les deux contextes de marche. Ces premiers résultats nous laissent croire que les conclusions du travail de recherche mis en œuvre ici devraient être généralisables à la marche au sol.

Dans le cadre d'un suivi clinique, tel qu'il a été réalisé dans ce projet, l'évaluation de la marche sur tapis roulant comporte certains avantages. À cet effet, le fait que la vitesse de marche est contrôlée et peut être conservée stable à l'intérieur d'une session

d'évaluation ou entre divers sessions a pour effets de diminuer la variabilité inter cycles (ou intra sujet) sur les patrons de cinématique angulaire (observation faite sur les données prises dans le cadre du projet de Lechasseur (2008) et peut certainement favoriser la fidélité test-retest des données. De plus, puisque le tapis roulant peut permettre d'évaluer un patient dans des conditions similaires d'une session d'évaluation à une autre, ceci est pertinent dans un contexte de suivi durant lequel la vitesse de marche de ce dernier est susceptible de changer après une intervention thérapeutique. Étant donné qu'il est connu que les paramètres de cinématique sont sensibles à la vitesse de marche (Mockel et coll., 2003), l'évaluation du patient à des vitesses différentes entre deux sessions pourrait influencer certaines conclusions portant sur les effets de l'intervention thérapeutique. Un autre avantage de l'utilisation du tapis est qu'il permet de collecter des données sur plusieurs cycles de marche dans un court délai, une fois que la personne évaluée est habituée à cette tâche motrice. Nous croyons que la collecte d'un grand nombre de cycles de marche permet de tirer des conclusions qui traduisent davantage le patron moteur d'un individu qu'une performance motrice ponctuelle.

### **9.3. Conclusion générale**

Le développement de paramètres biomécaniques, évaluant la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique de patients gonarthrosiques à la marche, ainsi que la validation de la méthode de mesure qui ont été faits dans le cadre de ce projet de thèse doctorale permettent de proposer une démarche d'évaluation quantitative, objective et sensible à l'état clinique des patients atteints d'arthrose au genou, ayant une prédominance de leur atteinte au niveau fémorotibial interne ou n'ayant aucune prédominance de leur atteinte fémorotibiale. Il est donc pertinent de souligner que les conclusions faites dans le présent travail ne sont pas nécessairement généralisables aux autres formes de manifestation arthrosique au niveau du genou.

Spécifiquement, l'accomplissement de cette recherche démontre la faisabilité de l'utilisation de la méthode de mesure (le port de l'exosquelette couplé à l'approche de définition du système de coordonnées articulaire, méthode FP) sur le type d'échantillon

de population étudié. Cette recherche fournit certaines évidences démontrant que le port de l'exosquelette est bien toléré par les personnes gonarthrosiques, ses effets sur la modulation du patron de marche semblent être négligeables et constants à travers un suivi inter-sessions, intercalé par une intervention thérapeutique modifiant l'état clinique de ces personnes, et ce système permet l'évaluation de mesures de cinématique angulaire en 3D fidèles d'une session d'évaluation à une autre.

L'analyse de la cinématique angulaire en 3D a permis de cibler des paramètres qui sont sensibles à l'évolution de la détérioration de l'état du genou gonarthrosique pour les mouvements se déroulant dans les plans sagittal, transverse et frontal. De plus, dans le plan frontal, des paramètres sont ressortis comme étant significativement discriminants entre un échantillon de personnes gonarthrosiques et des personnes asymptomatiques. Ces paramètres sont la mesure de l'amplitude de mouvement dans le plan frontal lors de la mise en charge, le fléchissement en varus durant cette période et la position angulaire moyenne dans le plan frontal durant la phase d'appui unilatéral à la marche. Grâce à des analyses complémentaires en termes de validité conceptuelle, ce travail de recherche met aussi en lumière le fait que ces trois paramètres de cinématique angulaire seraient davantage sensibles à l'état gonarthrosique que le sont la mesure de désalignement en varus/valgus ainsi que les paramètres extraits du moment adducteur externe, bien que ces deux types de variables biomécaniques aient été reconnus comme étant des facteurs de progression de la pathologie. Comme dernier résultat prometteur, la présente recherche a montré que la mesure du fléchissement en varus est associée au degré de douleur ressenti au quotidien, à la raideur au genou et à certaines mesures évaluatives de la fonction motrice des patients.

En termes d'application, nous croyons, de par les résultats présentés dans ce travail, que l'évaluation avec justesse et précision de la cinématique angulaire en 3D autour du genou pathologique peut apporter aux cliniciens des résultats utiles et complémentaires à ceux en provenance des autres formes d'évaluations médicales pour assurer le suivi des patients gonarthrosiques. Les résultats de cette recherche suggèrent que l'ensemble des paramètres de cinématique qui ont été retenus pour leur capacité

discriminante ou leur sensibilité à la détérioration du genou associée à l'arthrose pourraient être utiles à titre de mesures évaluatives servant principalement à refléter objectivement et quantitativement l'évolution des patients au fil du temps ou à la suite d'une intervention thérapeutique. Par exemple, ces paramètres pourraient être profitablement utilisés pour déceler les conséquences de la pathologie sur la locomotion, pour déterminer le moment où le patient regagne une fonction locomotrice dite « normale » à la suite d'une intervention thérapeutique (c.-à-d. chirurgie, réadaptation motrice) et pour évaluer l'efficacité de divers traitements. Considéré de façon isolée, et non en combinaison avec d'autres paramètres, le fléchissement en varus semble être le seul paramètre de cinématique angulaire, parmi ceux étudiés dans ce travail, qui a aussi le potentiel d'être pertinent au diagnostic des patients gonarthrosiques avec une atteinte au niveau du compartiment fémorotibial interne.

D'autres travaux dans cette même direction de recherche permettront de mieux comprendre la signification clinique des paramètres de cinématique angulaire retenus ici, et cela surtout dans le cas de la mesure de l'amplitude de mouvement dans le plan frontal lors de la mise en charge ainsi que pour les paramètres extraits du patron de rotations tibiales interne/externe. De plus, des travaux futurs portant sur la détermination de combinaisons de mouvement qui pourraient être associées à la progression rapide de la pathologie seraient opportuns. Enfin, nous croyons qu'il serait aussi profitable, sur le plan scientifique, d'amorcer une démarche pour évaluer rigoureusement la justesse des paramètres de cinématique angulaire et de développer des méthodes de correction à partir de développement de données normatives.

Pour conclure, il est important de mentionner que le projet présenté dans cette thèse s'est inscrit dans une démarche de recherche beaucoup plus large. Il a été mis en œuvre à travers un travail de collaboration avec Katia Turcot, aussi étudiante doctorante dans le cadre de ce projet, qui a montré que l'évaluation de l'accélération linéaire en 3D, aux niveaux fémoral et tibial, du genou pathologique pouvait aussi être discriminante entre des patients gonarthrosiques et asymptomatiques (Turcot et coll., 2008b) et qu'elle offrait des mesures fidèles dans un contexte d'évaluation test-retest (Turcot et coll.,

2008a) ainsi que des mesures sensibles au bienfait de la physiothérapie (Turcot et coll., 2009). De plus, dans le cadre de travaux post doctoraux, notre groupe de recherche a montré que l'analyse des profils des patrons en 3D des forces de réaction du tapis roulant à l'aide de méthodes de classification automatique pourrait être utile pour le diagnostic des patients (Mezghani et coll., 2008) et, comme autres résultats pertinents, nous avons aussi montré que l'analyse des moments articulaires et du patron de rotation tibiale est bénéfique pour évaluer l'efficacité du traitement de physiothérapie (Gaudreault et coll., soumis octobre 2009). Un des prochains pas pour notre groupe de recherche pourrait être de faire une analyse comparative et combinatoire des divers paramètres biomécaniques étudiés de façon séparée jusqu'à présent.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abadie, E., Ethgen, D., Avouac, B., Bouvenot, G., Branco, J., Bruyere, O., et coll. (2004). Recommendations for the use of new methods to assess the efficacy of disease-modifying drugs in the treatment of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 12(4), 263-268.
- Adams, J. G., McAlindon, T., Dimasi, M., Carey, J., Eustace, S. (1999). Contribution of meniscal extrusion and cartilage loss to joint space narrowing in osteoarthritis. *Clin Radiol*, 54(8), 502-506.
- Aissaoui, R., Husse, S., Mecheri, H., Parent, G., de Guise, J. A. (2006). Automatic filtering techniques for three-dimensionnal kinematics data using 3D motion capture. *IEEE International Symposium on Industrial Electronics, Montréal, Québec, Canada* (Vol. 1, pp. 614-619)IEEE. [http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs\\_all.jsp?arnumber=4077999&tag=1](http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=4077999&tag=1)
- Al-Zahrani, K. S., Bakheit, A. M. (2002). A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil*, 24(5), 275-280.
- Altman, R., Alarcon, G., Appelrouth, D., Bloch, D., Borenstein, D., Brandt, K., et coll. (1991). The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hip. *Arthritis Rheum*, 34(5), 505-514.
- Altman, R., Alarcon, G., Appelrouth, D., Bloch, D., Borenstein, D., Brandt, K., et coll. (1990). The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hand. *Arthritis Rheum*, 33(11), 1601-1610.
- Altman, R., Asch, E., Bloch, D., Bole, G., Borenstein, D., Brandt, K., et coll. (1986). Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association. *Arthritis Rheum*, 29(8), 1039-1049.
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(6), 434-440.
- American Psychological Association. (1999). *Standards for Educational and Psychological Testing*. Washington.
- Andriacchi, T. P. (1994). Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am*, 25(3), 395-403.
- Andriacchi, T. P., Alexander, E. J., Toney, M. K., Dyrby, C., Sum, J. (1998). A point cluster method for in vivo motion analysis : applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng*, 120(6), 743-749.
- Andriacchi, T. P., Dyrby, C. O. (2005). Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. *J Biomech*, 38(2), 293-298.
- Andriacchi, T. P., Galante, J. O., Fermier, R. W. (1982). The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, 64(9), 1328-1335.



- Andrianakos, A. A., Kontelis, L. K., Karamitsos, D. G., Aslanidis, S. I., Georgountzos, A. I., Kaziolas, G. O., et coll. (2006). Prevalence of symptomatic knee, hand, and hip osteoarthritis in Greece. The ESORDIG study. *J Rheumatol*, 33(12), 2507-2513.
- Arden, N., Nevitt, M. C. (2006). Osteoarthritis: epidemiology. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 20(1), 3-25.
- Arokoski, M. H., Haara, M., Helminen, H. J., Arokoski, J. P. (2004). Physical function in men with and without hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(4), 574-581.
- Astephen, J. L., Deluzio, K. J., Caldwell, G. E., Dunbar, M. J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*, 26(3), 332-341.
- Ayral, X. (2000). Les traitements intra-articulaires de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 67 (Suppl: 3), 180-185.
- Baker, K. (2000). An Update on Exercise Therapy for Knee Osteoarthritis. *Nutr Clin Care*, 3(4), 216-224.
- Baker, K., McAlindon, T. (2000). Exercise for knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 12(5), 456-463.
- Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A., et coll. (2002). Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 10(7), 573-579.
- Bannwarth, B. (2000). Le traitement médicamenteux symptomatique de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 63(Suppl: 3), 176-179.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech*, 23(6), 617-621.
- Bellamy, N., Buchanan, W. W., Goldsmith, C. H., Campbell, J., Stitt, L. W. (1988). Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol*, 15(12), 1833-1840.
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., Renstrom, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait Posture*, 24(2), 152-164.
- Bergner, M., Bobbitt, R. A., Carter, W. B., Gilson, B. S. (1981). The Sickness Impact Profile: development and final revision of a health status measure. *Med Care*, 19(8), 787-805.
- Bessette, L., Choquette, D. (2001). L'arthrose : Approche diagnostique et thérapeutique. *Le Rhumatologue*, 02, 1-4.
- Bland, J. M., Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*, 8(2), 135-160.
- Blumenkrantz, G., Majumdar, S. (2007). Quantitative magnetic resonance imaging of articular cartilage in osteoarthritis. *Eur Cell Mater*, 13, 76-86.
- Botha-Scheepers, S., Riyazi, N., Kroon, H. M., Scharloo, M., Houwing-Duistermaat, J. J., Slagboom, E., et coll. (2006). Activity limitations in the lower extremities in

- patients with osteoarthritis: the modifying effects of illness perceptions and mental health. *Osteoarthritis Cartilage*, 14(11), 1104-1110.
- Brandt, K. D., Heilman, D. K., Slemenda, C., Katz, B. P., Mazzuca, S. A., Braunstein, E. M., et coll. (1999). Quadriceps strength in women with radiographically progressive osteoarthritis of the knee and those with stable radiographic changes. *J Rheumatol*, 26(11), 2431-2437.
- Brazier, J. E., Harper, R., Munro, J., Walters, S. J., Snaith, M. L. (1999). Generic and condition-specific outcome measures for people with osteoarthritis of the knee. *Rheumatology (Oxford)*, 38(9), 870-877.
- Brinckmann, P., Frobin, W., Leivseth, G. (2002). Mechanical aspects of the knee. In *Musculoskeletal Biomechanics* (pp. 85-97). New York: Thieme.
- Brooks, P. M. (2002). Impact of osteoarthritis on individuals and society: how much disability? Social consequences and health economic implications. *Curr Opin Rheumatol*, 14(5), 573-577.
- Brouwer, G. M., van Tol, A. W., Bergink, A. P., Belo, J. N., Bernsen, R. M., Reijman, M., et coll. (2007). Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum*, 56(4), 1204-1211.
- Bruyere, O., Honore, A., Rovati, L. C., Giacovelli, G., Henrotin, Y. E., Seidel, L., et coll. (2002). Radiologic features poorly predict clinical outcomes in knee osteoarthritis. *Scand J Rheumatol*, 31(1), 13-16.
- Buckland-Wright, C. (2006). Which radiographic techniques should we use for research and clinical practice? *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 20(1), 39-55.
- Buckland-Wright, J. C., Macfarlane, D. G., Lynch, J. A., Jasani, M. K., Bradshaw, C. R. (1995). Joint space width measures cartilage thickness in osteoarthritis of the knee: high resolution plain film and double contrast macroradiographic investigation. *Ann Rheum Dis*, 54(4), 263-268.
- Buckwalter, J. A., Mankin, H. J. (1997). Articular cartilage. Part II: Degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration and transplantation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79, 612-632.
- Buckwalter, J. A., Martin, J. A. (2006). Osteoarthritis. *Adv Drug Deliv Rev*, 58(2), 150-167.
- Buckwalter, J. A., Stanish, W. D., Rosier, R. N., Schenck, R. C., Jr., Dennis, D. A., Coutts, R. D. (2001). The increasing need for nonoperative treatment of patients with osteoarthritis. *Clin Orthop*(385), 36-45.
- Cappozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Hum Move Sci*, 3(1), 27-50.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(4), 171-178.
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M. G., Croce, U. D. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(2), 90-100.

- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*, 21(2), 186-196.
- Carmona, L., Ballina, J., Gabriel, R., Laffon, A. (2001). The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: results from a national survey. *Ann Rheum Dis*, 60(11), 1040-1045.
- Cerejo, R., Dunlop, D. D., Cahue, S., Channin, D., Song, J., Sharma, L. (2002). The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum*, 46(10), 2632-2636.
- Chang, A., Hayes, K., Dunlop, D., Hurwitz, D., Song, J., Cahue, S., et coll. (2004). Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 50(12), 3897-3903.
- Chang, A., Hurwitz, D., Dunlop, D., Song, J., Cahue, S., Hayes, K., et coll. (2007). The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 66(10), 1271-1275.
- Chao, E. Y. (1980). Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation. *J Biomech*, 13(12), 989-1006.
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J Biomech*, 16(3), 219-233.
- Charbonneau, M., Husse, S., Parent, G., Fuentes Dupré, A., Aissaoui, R., Hagemester, N., et coll. (2005 3-6 April 2005). Towards the use of 3D motion capture in clinical setting, from the lab to clinics. *3rd International Symposium on Advanced Biomaterials and Biomechanics, Montreal, Quebec (Canada)* (pp. 301) Acte de congrès du ISAB<sup>2</sup>.
- Chassaing, V., Lemoine, J. (2004). *Arthroscopie du genou*. Consulté le 26 Juillet 2008, tiré de <http://www.genou.com/arthros.htm>.
- Chen, P. Q., Cheng, C. K., Shang, H. C., Wu, J. J. (1991). Gait analysis after total knee replacement for degenerative arthritis. *J Formos Med Assoc*, 90(2), 160-166.
- Cicuttini, F., Wluka, A., Hankin, J., Wang, Y. (2004). Longitudinal study of the relationship between knee angle and tibiofemoral cartilage volume in subjects with knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)*, 43(3), 321-324.
- Cicuttini, F. M., Baker, J., Hart, D. J., Spector, T. D. (1996). Association of pain with radiological changes in different compartments and views of the knee joint. *Osteoarthritis Cartilage*, 4(2), 143-147.
- Conaghan, P. G., Felson, D., Gold, G., Lohmander, S., Totterman, S., Altman, R. (2006). MRI and non-cartilaginous structures in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 14 Suppl A, A87-94.
- Cook, D. A., Beckman, T. J. (2006). Current concepts in validity and reliability for psychometric instruments: theory and application. *Am J Med*, 119(2), 166 e167-116.
- Croft, P. (1996). The occurrence of osteoarthritis outside Europe. *Ann Rheum Dis*, 55(9), 661-664.

- Danion, F., Varraine, E., Bonnard, M., Pailhous, J. (2003). Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. *Gait Posture*, 18(1), 69-77.
- de Bock, G. H., van Marwijk, H. W., Kaptein, A. A., Mulder, J. D. (1994). Osteoarthritis pain assessment in family practice. *Arthritis Care Res*, 7(1), 40-45.
- de Bruin, A. F., de Witte, L. P., Stevens, F., Diederiks, J. P. (1992). Sickness Impact Profile: the state of the art of a generic functional status measure. *Soc Sci Med*, 35(8), 1003-1014.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*, 29(9), 1223-1230.
- Dejour, D., Dejour, H. (2000). Le traitement chirurgical de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 67(Suppl: 3), 189-195.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L., Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*, 21(2), 226-237.
- Desrosiers, J., Prince, F., Rochette, A., Raïche, M. (1998). Reliability of lower extremity strength measurements using the belt-resisted method. *Journal of aging and physical activity*, 6, 317-326.
- Diehr, P., Chen, L., Patrick, D., Feng, Z., Yasui, Y. (2005). Reliability, effect size, and responsiveness of health status measures in the design of randomized and cluster-randomized trials. *Contemp Clin Trials*, 26(1), 45-58.
- Dillon, C. F., Rasch, E. K., Gu, Q., Hirsch, R. (2006). Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: arthritis data from the Third National Health and Nutrition Examination Survey 1991-94. *J Rheumatol*, 33(11), 2271-2279.
- Downing, S. M. (2003). Validity: on meaningful interpretation of assessment data. *Med Educ*, 37(9), 830-837.
- Duhamel, A., Bourriez, J. L., Devos, P., Krystkowiak, P., Destee, A., Derambure, P., et coll. (2004). Statistical tools for clinical gait analysis. *Gait Posture*, 20(2), 204-212.
- Dumas, R., Aissaoui, R., de Guise, J. A. (2004). A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 7(3), 159-166.
- Duncan, R. C., Hay, E. M., Saklatvala, J., Croft, P. R. (2006). Prevalence of radiographic osteoarthritis--it all depends on your point of view. *Rheumatology (Oxford)*, 45(6), 757-760.
- Eckstein, F., Mosher, T., Hunter, D. (2007). Imaging of knee osteoarthritis: data beyond the beauty. *Curr Opin Rheumatol*, 19(5), 435-443.
- Eckstein, F., Reiser, M., Englmeier, K. H., Putz, R. (2001). In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging--from image to data, from data to theory. *Anat Embryol (Berl)*, 203(3), 147-173.
- Enright, P. L. (2003). The six-minute walk test. *Respir Care*, 48(8), 783-785.
- Eve, L., McNee, A., Shortland, A. (2006). Extrinsic and intrinsic variation in kinematic data from the gait of healthy adult subjects *Gait Posture*, 24(Suppl: 2), S56-57.

- Faucher, M., Poiraudau, S., Lefevre-Colau, M. M., Rannou, F., Fermanian, J., Revel, M. (2002). Algo-functional assessment of knee osteoarthritis: comparison of the test-retest reliability and construct validity of the WOMAC and Lequesne indexes. *Osteoarthritis Cartilage*, 10(8), 602-610.
- Fautrel, B., Hilliquin, P., Rozenberg, S., Allaert, F. A., Coste, P., Leclerc, A., et coll. (2005). Impact of osteoarthritis: results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA. *Joint Bone Spine*, 72(3), 235-240.
- Felson, D. T., Lawrence, R. C., Dieppe, P. A., Hirsch, R., Helmick, C. G., Jordan, J. M., et coll. (2000a). Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med*, 133(8), 635-646.
- Felson, D. T., Lawrence, R. C., Hochberg, M. C., McAlindon, T., Dieppe, P. A., Minor, M. A., et coll. (2000b). Osteoarthritis: new insights. Part 2: treatment approaches. *Ann Intern Med*, 133(9), 726-737.
- Felson, D. T., Naimark, A., Anderson, J., Kazis, L., Castelli, W., Meenan, R. F. (1987). The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study. *Arthritis Rheum*, 30(8), 914-918.
- Fermanian, J. (2005). [Validation of assessment scales in physical medicine and rehabilitation: how are psychometric properties determined?]. *Ann Readapt Med Phys*, 48(6), 281-287.
- Fisher, N. M., White, S. C., Yack, H. J., Smolinski, R. J., Pendergast, D. R. (1997). Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation. *Disabil Rehabil*, 19(2), 47-55.
- Fitzgerald, G. K., Oatis, C. (2004). Role of physical therapy in management of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 16(2), 143-147.
- Fransen, M., Crosbie, J., Edmonds, J. (1997). Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee. *Phys Ther*, 77(9), 944-953.
- Freeman, M. A., Pinskerova, V. (2005). The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech*, 38(2), 197-208.
- Fregly, B. J. (2008). Computational assessment of combinations of gait modifications for knee osteoarthritis rehabilitation. *IEEE Trans Biomed Eng*, 55(8), 2104-2106.
- Gale, D. R., Chaisson, C. E., Totterman, S. M., Schwartz, R. K., Gale, M. E., Felson, D. (1999). Meniscal subluxation: association with osteoarthritis and joint space narrowing. *Osteoarthritis Cartilage*, 7(6), 526-532.
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L., de Guise, J. A. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *Knee*, 7(4), 221-231.
- Garratt, A. M., Brealey, S., Gillespie, W. J. (2004). Patient-assessed health instruments for the knee: a structured review. *Rheumatology (Oxford)*, 43(11), 1414-1423.
- Gaudreault, N., Mezghani, N., Turcot, K., Hagemester, N., Boivin, K., de Guise, J. A. (soumis octobre 2009). Effects of physiotherapy treatment on knee OA gait data using cluster analysis. *Osteoarthritis Cartilage*.
- Gerster, J.-C., Linthoudt, D. V. (2000). Histoire naturelle de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 67(Suppl: 3), 157-161.
- Gok, H., Ergin, S., Yavuzer, G. (2002). Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthop Scand*, 73(6), 647-652.

- Goujon, H. (2006). *Analyse de la marche de l'amputé fémoral* (École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, France). Consulté le 18 janvier 2010, tiré de <http://pastel.paristech.org/bib/archive/00002067/> (UMI No. Ph.D.)
- Goujon, H., Bonnet, X., Sautreuil, P., Maurisset, M., Darmon, L., Fode, P., et coll. (2006). A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. *Prosthet Orthot Int*, 30(2), 213-223.
- Goujon, H., Cadilhac, C. (2003). *Mise au point d'un outil d'analyse tridimensionnelle de la marche : application à l'amputé fémoral* (École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris). (UMI No. M.Sc.)
- Grood, E. S., Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*, 105(2), 136-144.
- Growney, E., Meglan, D., Johnson, M., Cahalan, T., An, K.-N. (1997). Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system. *Gait Posture*, 6(2), 147-162.
- Gupta, S., Hawker, G. A., Laporte, A., Croxford, R., Coyte, P. C. (2005). The economic burden of disabling hip and knee osteoarthritis (OA) from the perspective of individuals living with this condition. *Rheumatology (Oxford)*, 44(12), 1531-1537.
- Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., et coll. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol*, 49(2), M85-94.
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., de Guise, J. (2005). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *J Biomech*, 38(9), 1926-1931.
- Haq, I., Murphy, E., Dacre, J. (2003). Osteoarthritis. *Postgrad Med J*, 79(933), 377-383.
- Helmick, C. G., Renner, J. B., Luta, G., Dragomir, A. D., Kalsbeek, W. D., Abbate, L. M. (2003). Prevalence of hip pain, radiographic hip osteoarthritis (OA), severe radiographic hip OA, and symptomatic hip OA : the Johnson County Osteoarthritis Project *Arthritis Rheum*, 48 (Suppl: 9), S212.
- Houck, J., Yack, H. J., Cuddeford, T. (2004). Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using a femoral tracking device during early to mid stance of walking. *Gait Posture*, 19(1), 76-84.
- Hunt, M. A., Birmingham, T. B., Jenkyn, T. R., Giffin, J. R., Jones, I. C. (2008). Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. *Gait Posture*, 27(4), 635-640.
- Hunt, S. M., McKenna, S. P., McEwen, J., Williams, J., Papp, E. (1981). The Nottingham Health Profile: subjective health status and medical consultations. *Soc Sci Med [A]*, 15(3 Pt 1), 221-229.
- Hunter, D. J., Zhang, Y. Q., Tu, X., Lavalley, M., Niu, J. B., Amin, S., et coll. (2006). Change in joint space width: hyaline articular cartilage loss or alteration in meniscus? *Arthritis Rheum*, 54(8), 2488-2495.

- Hurley, M. V. (2003). Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis: what we know and what we need to find out. *Arthritis Rheum*, 49(3), 444-452.
- Institut canadien d'information sur la santé. (2009). *Hip and knee replacements in Canada - Canadian joint replacement registry (CJRR) 2008-2009 annual report* (978-1-55465-543-4 ). Ottawa, Ontario: ICIS. Consulté le 10 août 2009, tiré de [http://secure.cihi.ca/cihiweb/dispPage.jsp?cw\\_page=PG\\_1519\\_E&cw\\_topic=1519&cw\\_rel=AR\\_30\\_E](http://secure.cihi.ca/cihiweb/dispPage.jsp?cw_page=PG_1519_E&cw_topic=1519&cw_rel=AR_30_E)
- Instituts de recherche en Santé du Canada. (2006). *L'arthrite - La recherche en santé, ça rapporte 2006-2007*. Ottawa (Ontario): Instituts de recherche en Santé du Canada (IRSC). <http://www.cihr-irsc.gc.ca/f/35184.html>
- Iorio, R., Healy, W. L. (2003). Unicompartamental arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(7), 1351-1364.
- Jakobsson, U., Hallberg, I. R. (2002). Pain and quality of life among older people with rheumatoid arthritis and/or osteoarthritis : a literature review. *Journal of Clinical Nursing*, 11, 430-443.
- Jamard, B., Verrouil, E., Mazières, B. (2000). Formes cliniques de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 67(Suppl 3), 149-153.
- Johal, P., Williams, A., Wragg, P., Hunt, D., Gedroyc, W. (2005). Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI. *J Biomech*, 38(2), 269-276.
- Jordan, J. M., Helmick, C. G., Renner, J. B., Luta, G., Dragomir, A. D., Woodard, J., et coll. (2007). Prevalence of knee symptoms and radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in African Americans and Caucasians: the Johnston County Osteoarthritis Project. *J Rheumatol*, 34(1), 172-180.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 7(6), 849-860.
- Kaplan, R. M., Bush, J. W., Berry, C. C. (1976). Health status: types of validity and the index of well-being. *Health Serv Res*, 11(4), 478-507.
- Kaufman, K. R., Hughes, C., Morrey, B. F., Morrey, M., An, K. N. (2001). Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*, 34(7), 907-915.
- Kellgren, J. H., Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*, 16(4), 494-502.
- Kelly, A. M. (1998). Does the clinically significant difference in visual analog scale pain scores vary with gender, age, or cause of pain? *Acad Emerg Med*, 5(11), 1086-1090.
- Kelly, A. M. (2001). The minimum clinically significant difference in visual analogue scale pain score does not differ with severity of pain. *Emerg Med J*, 18(3), 205-207.
- Kelly, P. A., O'Malley, K. J., Kallen, M. A., Ford, M. E. (2005). Integrating validity theory with use of measurement instruments in clinical settings. *Health Serv Res*, 40(5 Pt 2), 1605-1619.



- Kirshner, B., Guyatt, G. (1985). A methodological framework for assessing health indices. *J Chronic Dis*, 38(1), 27-36.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis : theory and practice*. Churchill: Elsevier.
- Koga, Y. (1998). Three-dimensional knee motion analysis for the pathogenesis knee osteoarthritis. *Biomed Mater Eng*, 8(3-4), 197-205.
- Kopec, J. A., Rahman, M. M., Berthelot, J. M., Le Petit, C., Aghajanian, J., Sayre, E. C., et coll. (2007). Descriptive epidemiology of osteoarthritis in British Columbia, Canada. *J Rheumatol*, 34(2), 386-393.
- Krasnokutsky, S., Samuels, J., Abramson, S. B. (2007). Osteoarthritis in 2007. *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 65(3), 222-228.
- Kuettner, K. E., Goldberg, V. M. (1995). Introduction. In *Osteoarthritic disorders* (pp. xxi-xxv). Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- La société de l'arthrite. *Formes d'arthrite*. Consulté le 22 février 2008, tiré de <http://www.arthrite.ca>.
- Labbe, D. R., Hagemeister, N., Tremblay, M., de Guise, J. A. (2008). Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait Posture*, 28, 170-174.
- Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J., 3rd, Kalenak, A. (1992). Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*, 25(4), 347-357.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., Deluzio, K. J. (2007). Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *J Biomech*, 40(8), 1754-1761.
- Laurencelle, L. (1998). *Théorie et techniques de la mesure instrumentale*. Sainte-Foy (Québec): Presses de l'Université du Québec.
- Laurencelle, L., Dupuis, F. A. (1998). *Tables statistiques expliquées et appliquées*. Sainte-Foy (Québec): Les éditions Le Griffon d'argile.
- Lawrence, R. C., Felson, D. T., Helmick, C. G., Arnold, L. M., Choi, H., Deyo, R. A., et coll. (2008). Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum*, 58(1), 26-35.
- Le Pen, C., Reygrobelle, C., Gerentes, I. (2005). Financial cost of osteoarthritis in France. The "COART" France study. *Joint Bone Spine*, 72(6), 567-570.
- Leardini, A., Chiari, L., Della Croce, U., Cappozzo, A. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture*, 21(2), 212-225.
- Lechasseur, B. (2008). *Étude comparative de la cinématique tridimensionnelle au genou lors d'une marche au sol et sur tapis roulant* (Projet synthèse (GPA-792)). Montréal: École de Technologie Supérieure.
- Lequesne, M. G., Mery, C., Samson, M., Gerard, P. (1987). Indexes of severity for osteoarthritis of the hip and knee. Validation--value in comparison with other assessment tests. *Scand J Rheumatol Suppl*, 65, 85-89.
- Liang, M. H. (2000). Longitudinal construct validity: establishment of clinical meaning in patient evaluative instruments. *Med Care*, 38(9 Suppl), II84-90.



- Lin, Y. C., Davey, R. C., Cochrane, T. (2001). Tests for physical function of the elderly with knee and hip osteoarthritis. *Scand J Med Sci Sports*, 11(5), 280-286.
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait Posture*, 11(1), 38-45.
- Manetta, J., Franz, L. H., Moon, C., Perell, K. L., Fang, M. (2002). Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain. *Gait Posture*, 16(3), 249-254.
- Mannoni, A., Briganti, M. P., Di Bari, M., Ferrucci, L., Costanzo, S., Serni, U., et coll. (2003). Epidemiological profile of symptomatic osteoarthritis in older adults: a population based study in Dicomano, Italy. *Ann Rheum Dis*, 62(6), 576-578.
- March, L. M., Bachmeier, C. J. (1997). Economics of osteoarthritis: a global perspective. *Baillieres Clin Rheumatol*, 11(4), 817-834.
- Marin, F., Allain, J., Diop, A., Maurel, N., Simondi, M., Lavaste, F. (1999). On the estimation of knee joint kinematics. *Hum Move Sci*, 18(5), 613-626.
- Matsas, A., Taylor, N., McBurney, H. (2000). Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture*, 11(1), 46-53.
- Matsui, Y., Kadoya, Y., Uehara, K., Kobayashi, A., Takaoka, K. (2005). Rotational deformity in varus osteoarthritis of the knee: analysis with computed tomography. *Clin Orthop Relat Res*(433), 147-151.
- May, L. (1997). The Challenge of Measuring Change : Responsiveness of Outcome Measurements. *Canadian Journal of Rehabilitation*, 10(1), 15-24.
- Maynard, V., Bakheit, A. M., Oldham, J., Freeman, J. (2003). Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait Posture*, 17(1), 59-67.
- McAlindon, T. E., Cooper, C., Kirwan, J. R., Dieppe, P. A. (1993). Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Ann Rheum Dis*, 52(4), 258-262.
- McCarthy, C. J., Oldham, J. A. (2004). The reliability, validity and responsiveness of an aggregated locomotor function (ALF) score in patients with osteoarthritis of the knee. *Rheumatology (Oxford)*, 43(4), 514-517.
- McConnell, S., Kolopack, P., Davis, A. M. (2001). The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC): a review of its utility and measurement properties. *Arthritis Rheum*, 45(5), 453-461.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*, 29(3), 360-369.
- McHorney, C. A., Ware, J. E., Jr., Lu, J. F., Sherbourne, C. D. (1994). The MOS 36-item Short-Form Health Survey (SF-36): III. Tests of data quality, scaling assumptions, and reliability across diverse patient groups. *Med Care*, 32(1), 40-66.
- Messier, S. P., Loeser, R. F., Hoover, J. L., Semble, E. L., Wise, C. M. (1992). Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(1), 29-36.

- Mezghani, N., Husse, S., Boivin, K., Turcot, K., Aissaoui, R., Hagemeister, N., et coll. (2008). Automatic classification of asymptomatic and osteoarthritis knee gait patterns using kinematic data features and the nearest neighbor classifier. *IEEE Trans Biomed Eng*, 55(3), 1230-1232.
- Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H., Shimada, S. (2002). Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*, 61(7), 617-622.
- Mockel, G., Perka, C., Labs, K., Duda, G. (2003). The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speeds. *Arch Orthop Trauma Surg*, 123(6), 278-282.
- Murphy, K. A., Spence, S. T., McIntosh, C. N., Connor Gorber, S. K. (2006). *Descriptions des états de santé au Canada : maladies musculo-squelettiques* (N°82-619-MIF2006003). Ottawa: Programme de recherche Impact sur la santé de la population (ISP) des maladies au Canada, Statistique Canada. Consulté le 26 février 2008, tiré de <http://dsp-psd.pwgsc.gc.ca/Collection/Statcan/82-619-MIF/82-619-MIF2006003.pdf>
- Nagao, N., Tachibana, T., Mizuno, K. (1998). The rotational angle in osteoarthritic knees. *Int Orthop*, 22(5), 282-287.
- National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases. (2002). *Handout on Health : Osteoarthritis*. Cleveland: National Institutes of Health. Consulté le 28 février 2008, tiré de [http://www.niams.nih.gov/Health\\_Info/Osteoarthritis/default.asp#3](http://www.niams.nih.gov/Health_Info/Osteoarthritis/default.asp#3)
- Netter, F. H. (1997). *Atlas d'anatomie humaine* (2<sup>e</sup> éd.). Teterboro: Icon Learning Systems.
- Nunez, M., Nunez, E., Segur, J. M., Macule, F., Sanchez, A., Hernandez, M. V., et coll. (2007). Health-related quality of life and costs in patients with osteoarthritis on waiting list for total knee replacement. *Osteoarthritis Cartilage*, 15(3), 258-265.
- O'Grady, M., Fletcher, J., Ortiz, S. (2000). Therapeutic and physical fitness exercise prescription for older adults with joint disease: an evidence-based approach. *Rheum Dis Clin North Am*, 26(3), 617-646.
- Oliveria, S. A., Felson, D. T., Reed, J. I., Cirillo, P. A., Walker, A. M. (1995). Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum*, 38(8), 1134-1141.
- Ouellet, D., Moffet, H. (2002). Locomotor deficits before and two months after knee arthroplasty. *Arthritis Rheum*, 47(5), 484-493.
- Owings, T. M., Grabiner, M. D. (2004). Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *J Biomech*, 37(6), 935-938.
- Parent, E., Moffet, H. (2002). Comparative responsiveness of locomotor tests and questionnaires used to follow early recovery after total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(1), 70-80.

- Parent, E., Moffet, H. (2003). Preoperative predictors of locomotor ability two months after total knee arthroplasty for severe osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 49(1), 36-50.
- Parvataneni, K., Ploeg, L., Olney, S. J., Brouwer, B. (2009). Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(1), 95-100.
- Peat, G., Croft, P., Hay, E. (2001). Clinical assessment of the osteoarthritis patient. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 15(4), 527-544.
- Petersson, I. F., Jacobsson, L. T. (2002). Osteoarthritis of the peripheral joints. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 16(5), 741-760.
- Picavet, H. S. J., Hazes, J. M. W. (2003). Prevalence of self reported musculoskeletal diseases is high. *Ann Rheum Dis*, 62, 644-650.
- Piperno, M. (2000). La mesure clinique de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 67(Suppl: 3), 143-148.
- Piva, S. R., Fitzgerald, G. K., Irrgang, J. J., Bouzubar, F., Starz, T. W. (2004). Get up and go test in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(2), 284-289.
- Pollard, B., Johnston, M. (2006). The assessment of disability associated with osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 18(5), 531-536.
- Rabenda, V., Manette, C., Lemmens, R., Mariani, A. M., Struvay, N., Reginster, J. Y. (2006). Direct and indirect costs attributable to osteoarthritis in active subjects. *J Rheumatol*, 33(6), 1152-1158.
- Ramsey, D. K., Wretenberg, P. F. (1999). Biomechanics of the knee: methodological considerations in the in vivo kinematic analysis of the tibiofemoral and patellofemoral joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(9), 595-611.
- Ravaud, P., Ayral, X., Dougados, M. (1999). Radiologic progression of hip and knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 7(2), 222-229.
- Ravaud, P., Dougados, M. (2000). Définition et épidémiologie de la gonarthrose. *Rev Rhum*, 67(Suppl: 3), 130-137.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Nigg, B. M., Murphy, N., Stacoff, A., et coll. (1997a). Tibiofemoral and tibiofemoral motion during walking: external vs. skeletal markers. *Gait Posture*, 6(2), 98-109.
- Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Nigg, B. M., Lundberg, A., Murphy, N. (1997b). Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech*, 30(7), 729-732.
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*, 26(1), 17-24.
- Rosner, B. (2000). *Fundamentals of Biostatistics* (5<sup>e</sup> éd.). Pacific Grove: Duxbury
- Rossignol, M. (2004). Primary osteoarthritis and occupation in the Quebec national health and social survey. *Occup Environ Med*, 61(9), 729-735.
- Rossignol, M., Leclerc, A., Hilliquin, P., Allaert, F. A., Rozenberg, S., Valat, J. P., et coll. (2003). Primary osteoarthritis and occupations: a national cross sectional survey of 10 412 symptomatic patients. *Occup Environ Med*, 60(11), 882-886.

- Rottensten, K. (2000). *Série de monographies sur les maladies liées au vieillissement : IX. Arthrose*. Ottawa: Agence de la santé publique du Canada. Consulté le 15 février 2008, tiré de [http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/cdic-mcc/17-3/b\\_f.html](http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/cdic-mcc/17-3/b_f.html)
- Rousson, V., Gasser, T., Seifert, B. (2002). Assessing intrarater, interrater and test-retest reliability of continuous measurements. *Stat Med*, 21(22), 3431-3446.
- Rutherford, D. J., Hubley-Kozey, C. L., Deluzio, K. J., Stanish, W. D., Dunbar, M. J. (2008). Foot progression angle and the knee adduction moment: a cross-sectional investigation in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 16(8), 883-889.
- Saari, T., Carlsson, L., Karlsson, J., Karrholm, J. (2005). Knee kinematics in medial arthrosis. Dynamic radiostereometry during active extension and weight-bearing. *J Biomech*, 38(2), 285-292.
- Salaffi, F., Carotti, M., Grassi, W. (2005). Health-related quality of life in patients with hip or knee osteoarthritis: comparison of generic and disease-specific instruments. *Clin Rheumatol*, 24(1), 29-37.
- Santé Canada. (2003). *L'arthrite au Canada : une bataille à gagner* (N° de cat. #H39-4/14-2003F). Ottawa: Santé Canada. Consulté le 20 février 2008, tiré de <http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/ac/index-fra.php>
- Sarzi-Puttini, P., Cimmino, M. A., Scarpa, R., Caporali, R., Parazzini, F., Zaninelli, A., et coll. (2005). Osteoarthritis: an overview of the disease and its treatment strategies. *Semin Arthritis Rheum*, 35(1 Suppl 1), 1-10.
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., Drouin, G. (1996a). Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis. *Knee*, 3(4), 179-190.
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., Drouin, G. (1996b). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *Knee*, 3(3), 121-138.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. (2006). *Atlas d'anatomie Prométhée : anatomie générale et système locomoteur* Paris: Maloine.
- Sharma, L. (2002). Nonpharmacologic management of osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*, 14(5), 603-607.
- Sharma, L., Dunlop, D. D., Cahue, S., Song, J., Hayes, K. W. (2003). Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees. *Ann Intern Med*, 138(8), 613-619.
- Sharma, L., Hurwitz, D. E., Thonar, E. J., Sum, J. A., Lenz, M. E., Dunlop, D. D., et coll. (1998). Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 41(7), 1233-1240.
- Sharma, L., Kapoor, D., Issa, S. (2006). Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Curr Opin Rheumatol*, 18(2), 147-156.
- Sharma, L., Song, J., Felson, D. T., Cahue, S., Shamiyeh, E., Dunlop, D. D. (2001). The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *Jama*, 286(2), 188-195.
- Shrout, P. E., Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*, 86(2), 420-428.

- Siparsky, P., Ryzewicz, M., Peterson, B., Bartz, R. (2007). Arthroscopic treatment of osteoarthritis of the knee: are there any evidence-based indications? *Clin Orthop Relat Res*, 455, 107-112.
- Siston, R. A., Delp, S. L. (2006). Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center. *J Biomech*, 39(1), 125-130.
- Srikanth, V. K., Fryer, J. L., Zhai, G., Winzenberg, T. M., Hosmer, D., Jones, G. (2005). A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 13(9), 769-781.
- Stagni, R., Fantozzi, S., Cappello, A., Leardini, A. (2005). Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(3), 320-329.
- Steultjens, M. P., Dekker, J., van Baar, M. E., Oostendorp, R. A., Bijlsma, J. W. (2000). Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip. *Rheumatology (Oxford)*, 39(9), 955-961.
- Streiner, D. L., Norman, G. F. (1995). *Health Measurement Scales : A Practical Guide to Their Development and Use* (2<sup>e</sup> éd.). Oxford: Oxford University Press.
- Streiner, D. L., Norman, G. R. (2006). "Precision" and "accuracy": two terms that are neither. *J Clin Epidemiol*, 59(4), 327-330.
- Stucki, G., Sangha, O., Stucki, S., Michel, B. A., Tyndall, A., Dick, W., et coll. (1998). Comparison of the WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) osteoarthritis index and a self-report format of the self-administered Lequesne-Algofunctional index in patients with knee and hip osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 6(2), 79-86.
- Sudhoff, I. (2007). *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur* (École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers L'école de technologie supérieure, Paris). Consulté le 20 Janvier 2010, tiré de <http://pastel.paristech.org/3222/> (UMI No. Ph.D.)
- Sudhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J. A., Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait Posture*, 25(4), 533-543.
- The Bone and Joint Decade. (2005). *European Action Towards Better Musculoskeletal Health - A Public Health Strategy to Reduce the Burden of Musculoskeletal Conditions* (91-975284-0-4). Lund, Sweden: Department of Orthopedics, University Hospital. Consulté le 15 février 2008, tiré de [http://ec.europa.eu/health/ph\\_projects/2000/promotion/fp\\_promotion\\_2000\\_frep\\_15\\_en.pdf](http://ec.europa.eu/health/ph_projects/2000/promotion/fp_promotion_2000_frep_15_en.pdf)
- The EuroQol Group. (1990). EuroQol--a new facility for the measurement of health-related quality of life. *Health Policy*, 16(3), 199-208.
- Theiler, R., Sangha, O., Schaeren, S., Michel, B. A., Tyndall, A., Dick, W., et coll. (1999). Superior responsiveness of the pain and function sections of the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) as compared to the Lequesne-Algofunctional Index in patients with osteoarthritis of the lower extremities. *Osteoarthritis Cartilage*, 7(6), 515-519.

- Thompson, A. (2007). *Arthrose - Un aperçu des options de traitement*: La société de l'arthrite. Consulté le 18 janvier 2010, tiré de <http://www.arthrite.ca>
- Thompson, J. C., Netter, F. H. (2008). *Netter Précis d'anatomie clinique d'orthopédie*. Issy-les-Moulineaux cedex, France: Elsevier Masson.
- Thorstensson, C. A., Petersson, I. F., Jacobsson, L. T., Boegard, T. L., Roos, E. M. (2004). Reduced functional performance in the lower extremity predicted radiographic knee osteoarthritis five years later. *Ann Rheum Dis*, 63(4), 402-407.
- Todd, K. H. (1996). Clinical versus statistical significance in the assessment of pain relief. *Ann Emerg Med*, 27(4), 439-441.
- Tsai, P. F., Tak, S. (2003). Disease-specific pain measures for osteoarthritis of the knee or hip. *Geriatr Nurs*, 24(2), 106-109.
- Turcot, K., Aissaoui, R., Boivin, K., Hagemeister, N., Pelletier, M., de Guise, J. A. (2008a). Test-retest reliability and minimal clinical change determination for 3-dimensional tibial and femoral accelerations during treadmill walking in knee osteoarthritis patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(4), 732-737.
- Turcot, K., Aissaoui, R., Boivin, K., Pelletier, M., Hagemeister, N., de Guise, J. A. (2008b). New accelerometric method to discriminate between asymptomatic subjects and patients with medial knee osteoarthritis during 3-d gait. *IEEE Trans Biomed Eng*, 55(4), 1415-1422.
- Turcot, K., Aissaoui, R., Boivin, K., Pelletier, M., Hagemeister, N., de Guise, J. A. (2009). The responsiveness of three-dimensional knee accelerations used as an estimation of knee instability and loading transmission during gait in osteoarthritis patient's follow-up. *Osteoarthritis Cartilage*, 17(2), 213-219.
- van der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Wolterbeek, N., Knol, D., Dekker, J. (2008). Knee varus-valgus motion during gait - a measure of joint stability in patients with osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 16(4), 522-525.
- Warabi, T., Kato, M., Kiriya, K., Yoshida, T., Kobayashi, N. (2005). Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neurosci Res*, 53(3), 343-348.
- Ware, J. E., Jr., Sherbourne, C. D. (1992). The MOS 36-item short-form health survey (SF-36). I. Conceptual framework and item selection. *Med Care*, 30(6), 473-483.
- Wass, E., Taylor, N. F., Matsas, A. (2005). Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait Posture*, 21(1), 72-79.
- Weiner, D. K. (2007). Office Management of Chronic Pain in the Elderly. *The American Journal of Medicine*, 120, 306-315.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*, 19(1), 231-240.
- Winter, D. A. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological* (2<sup>e</sup> éd.). Waterloo: Waterloo Biomechanics.
- Wu, G., Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*, 28(10), 1257-1261.
- Yavuzer, G., Sonel, B., Suldur, N., Ergin, S. (2005). Effects of intra-articular hyaluron G-F 20 injections on clinical and biomechanical characteristics of the knee in osteoarthritis. *Int J Rehabil Res*, 28(4), 371-374.

- Zhang, W., Moskowitz, R. W., Nuki, G., Abramson, S., Altman, R. D., Arden, N., et coll. (2008). OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage*, 16(2), 137-162.
- Zhang, Y., Niu, J., Kelly-Hayes, M., Chaisson, C. E., Aliabadi, P., Felson, D. T. (2002). Prevalence of symptomatic hand osteoarthritis and its impact on functional status among the elderly: The Framingham Study. *Am J Epidemiol*, 156(11), 1021-1027.



## ANNEXES

### ANNEXE 1. MUSCULATURE AUTOUR DU GENOU

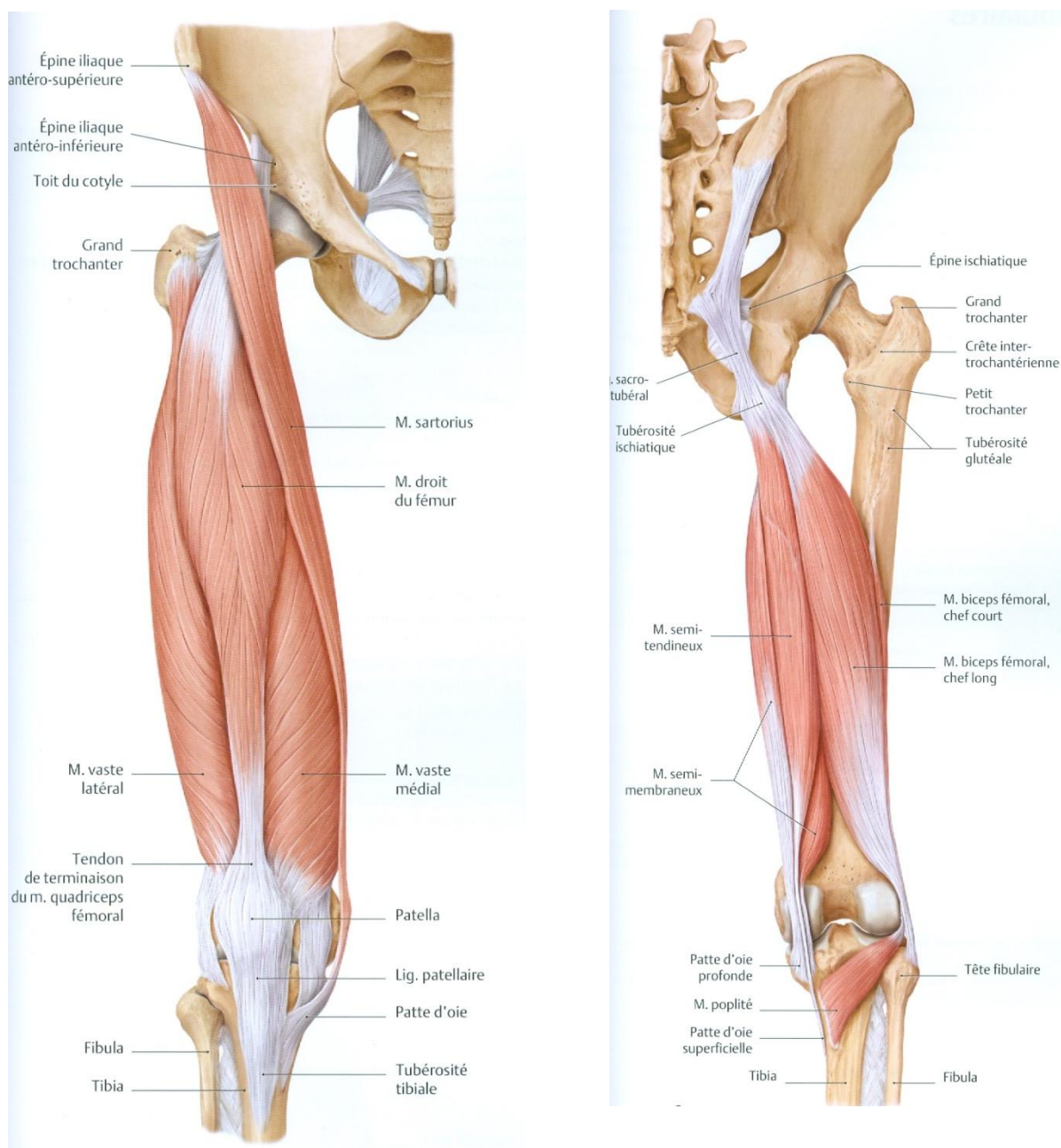


Figure A1.1. Illustrations dans le plan frontal de la musculature de la cuisse passant par le genou. L'illustration de gauche représente une vue antérieure et celle de droite une vue postérieure. Ces illustrations ont été tirées de Schünke et coll. (2006).



## ANNEXE 2. FICHES D'ÉVALUATION CLINIQUE

### Pour les personnes asymptomatiques

Est-ce que M. ou Mme \_\_\_\_\_ a l'une ou l'autre des conditions suivantes pouvant interférer avec l'évaluation biomécanique<sup>1</sup> :

1. Souffre de douleurs aux genoux lors de la marche ou lors de la montée/descente d'un escalier ou lors de la transition de la position assise à debout ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
2. Démonstre des signes cliniques d'arthrose au genou selon les critères de l'ACR (Altman <i>et al.</i> 1986 <sup>2</sup> ) ? <b>Précisez :</b>	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
3. Démonstre des signes cliniques d'arthrite rhumatoïde ou d'arthrose généralisée ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
4. <b>N'est pas capable</b> de marcher sur une période continue de 10 à 15 minutes ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
5. Utilise une aide technique (cane, béquille, marchette) lors de l'ensemble de ses déplacements ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
6. Souffre de claudication altérant sa démarche (douleur aux jambes à la marche) ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
7. A des déformations sévères au dos, à la hanche et/ou aux pieds affectant sa démarche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
8. Souffre de vertiges ou de problèmes d'équilibre ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
9. A eu une intervention chirurgicale (tronc et/ou membres inférieurs) pouvant altérer sa démarche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
10. A eu une blessure (déchirure méniscale, ligamentaire) et/ou traumatisme (fracture,...) aux membres inférieurs ou au tronc pouvant altérer sa démarche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
11. A un problème cardiaque non contrôlé (pression artérielle fluctuante, hypertension, angine, arythmie,...), nécessitant un contrôle médical régulier ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
12. A un problème pulmonaire limitant un exercice de marche ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
13. Est susceptible à faire des plaies aux membres inférieurs (ex : diabétique) ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
14. A un problème neurologique (parkinson, épilepsie, ACV, ...) ?	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>
15. A toute autre contre-indication médicale pouvant interférer avec sa participation au présent protocole ? <b>Précisez :</b>	Oui <input type="checkbox"/>	Non <input type="checkbox"/>

☐ Je suis en accord pour que M. ou Mme \_\_\_\_\_ participe au projet de recherche intitulé « *Validation d'une nouvelle approche biomécanique pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou* ».

☐ Je suis en désaccord pour que M. ou Mme \_\_\_\_\_ participe au projet de recherche intitulé « *Validation d'une nouvelle approche biomécanique pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou* ».

Commentaires \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Signature du médecin : \_\_\_\_\_ Date : \_\_\_\_\_

Merci de votre collaboration !

<sup>1</sup> Pour être admissible au projet, toutes les cases doivent être cochées NON

<sup>2</sup> Douleur au genou + au moins 3 critères parmi les suivants: âge > 50, raideur < 30 minutes, crépitements osseux, douleur à la palpation osseuse, gonflement, chaleur (Altman *et al.* 1986).

## Pour les patients arthrosiques

### Critères d'inclusion & d'exclusion projet GONARTHROSE

Critères d'inclusion	
1. Personne âgée de 50 ans et plus	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
2. Personne présentant de la douleur au genou arthrosique depuis au moins 3 mois (garder les cas de douleurs chroniques et non aiguës)	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
3. Personne répondant aux critères radiologiques (voir fiche radiologique – en bas de page)	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
4. Personne ayant un niveau global de douleur au genou à la marche supérieure à 3/10 sur une échelle visuelle analogue au cours de la dernière semaine	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
5. Personne capable de répondre aux questionnaires en français	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
Critères d'exclusion	
<b>Est-ce que le patient a :</b>	
6. des problèmes de claudication pouvant affecter l'évaluation	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
7. des problèmes neurologiques pouvant affecter l'évaluation	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
8. des problèmes pulmonaires limitant considérablement la marche	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
9. des problèmes cardiaques importants ou portant un pacemaker	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
10. une susceptibilité à faire des plaies aux membres inférieurs (ex : diabétique)	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
11. subi un traumatisme au genou de nature osseux, ligamentaire et/ou méniscal	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
12. des déficits proprioceptifs ou des problèmes d'équilibre	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
13. une condition pouvant affecter l'évaluation (douleur, handicap et/ou déformation sévère aux niveaux du tronc, hanche et/ou pied)	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
14. une arthrose de type généralisée et/ou de l'arthrite rhumatoïde	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
15. suivi un programme d'entraînement ou de réadaptation des membres inférieurs au cours des 6 derniers mois précédant l'étude	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
16. été considérée comme étant un patient non candidat à la réadaptation (selon l'avis du clinicien et/ou de la physiothérapeute)	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
Autres informations importantes	
17. Port de semelles orthopédiques sur une base régulière	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
18. Aide technique à la marche, veuillez préciser : Canne <input type="checkbox"/> Béquille <input type="checkbox"/> Marchette <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>
19. Veuillez préciser l'utilisation : Toujours <input type="checkbox"/> Déplacements extérieurs seulement <input type="checkbox"/> Occasionnelle <input type="checkbox"/>	
<b>Répond aux critères d'inclusion et d'exclusion du projet<sup>1</sup></b>	<b>Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/></b>

Signature du physiatre : \_\_\_\_\_ ♣ Date : \_\_\_\_\_

<sup>1</sup> Pour que le patient soit admis au projet :

- Les questions 1 à 5 doivent être : OUI
- Les questions 6 à 16 doivent être : NON

## Critères d'inclusion radiologique

### DONNÉES RADIOLOGIQUES (PROJET ARTHROSE)

**Évaluation :** Unilatérale ☐ Bilatérale ☐  
**♣ Genou évalué :** Droit ☐ Gauche ☐  
**♣ Genou le plus atteint :** Droit ☐ Gauche ☐ Aucune prédominance ☐  
**♣ RX en mise en charge :** Oui ☐ Non ☐

♣ Compartiment(s) atteint(s)		Sévérité de l'atteinte (Index Kellgren-Lawrence)
Fémoro-tibial interne	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>	<b>♣ Grade :</b> _____ Grade : _____ Grade : _____ (si possible)
Fémoro-tibial externe	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>	
Fémoro-patellaire	Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/>	
<b>♣ Compartiment atteint prédominant</b>		
Fémoro-tibial interne	<input type="checkbox"/>	
Fémoro-tibial externe	<input type="checkbox"/>	
Fémoro-patellaire	<input type="checkbox"/>	
Aucune prédominance	<input type="checkbox"/>	
Description de la sévérité de l'atteinte selon l'index Kellgren-Lawrence		
Grade 0 : Normal		
Grade 1 : Ostéophytes discrets seulement		
Grade 2 : Ostéophytes définitifs et possible pincement articulaire		
Grade 3 : Ostéophytes modérés et pincement articulaire définitif		
Grade 4 : Ostéophytes importants et/ou pincement articulaire sévère et/ou sclérose sous-chondrale		
<b>♣ Espace inter articulaire :</b>		
Interne ____ mm		
<b>♣ Angulation du genou :</b>		
Angle en varus <input type="checkbox"/> _____°		Angle (genou) en valgus <input type="checkbox"/> _____°
Angulation : Normale (Valgus 5-10°) <input type="checkbox"/>		Anormale <input type="checkbox"/>

<b>Répond aux critères d'inclusion radiologique du projet<sup>1</sup></b>	<b>Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/></b>
---	--

**Autres informations :** \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Signature du radiologiste :** \_\_\_\_\_ **Date :** \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

<sup>1</sup> Pour que le patient soit admis au projet :

- Compartiment atteint : au moins la présence d'un grade 1 au niveau du compartiment fémoro-tibial interne
- Prédominance de l'atteinte : aucune ou toute, sauf une prédominance **fémoro-tibiale externe**
- Sévérité de l'atteinte : entre grades 1 à 3

## ANNEXE 3. FORMULAIRE DE CONSENTEMENT



### FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT (Adressé aux patients atteints d'arthrose du genou)

#### TITRE DU PROJET

Validation de nouvelles méthodes biomécaniques pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou.

#### RESPONSABLES DU PROJET

**Jacques A. de Guise**, Professeur titulaire, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, Directeur du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

**Rachid Aissaoui**, Professeur, Département de génie de la production automatisée, ÉTS

**Dr Michel Pelletier**, Médecin physiatre

**Dr Luc Fortin**, Médecin physiatre

**Nicola Hagemeister**, Professeur, Département de génie de la production automatisée, ÉTS

**François Prince**, Professeur, Département de kinésiologie, Université de Montréal

#### INVESTIGATRICES

**Karine Boivin**, Étudiante doctorante coordonnatrice du projet

**Katia Turcot**, Étudiante doctorante coordonnatrice du projet

**Dr Viviane Khoury**, Radiologue

**Francine Bujold**, Agente de recherche

**Michèle Choquette**, Physiothérapeute

Nous vous remercions de prendre un peu de votre temps pour prendre connaissance de ce texte vous définissant un projet de recherche visant aux développement de nouveaux outils cliniques pour un meilleur suivi des personnes atteintes d'arthrose du genou. La lecture de ce formulaire d'information est dans le but de vous permettre de connaître les modalités de participation à ce projet afin de considérer de manière éclairée votre participation.

### But du projet

Le but du présent projet est de valider, d'un point de vue clinique, une nouvelle méthode d'évaluation de la fonction du genou en mouvement. Cette nouvelle méthode est développée dans le but de fournir aux cliniciens des informations complémentaires et additionnelles aux outils actuels pour un meilleur suivi de patients atteints d'arthrose du genou. La réalisation de ce projet nécessite un total de 60 personnes de plus de 50 ans qui sont invitées à y prendre part de façon volontaire, dont 30 personnes souffrant d'arthrose du genou et 30 personnes asymptomatiques. Vous êtes donc invité(e) à titre de personne atteinte d'arthrose au genou à collaborer à cette recherche.

### Plan du projet

Votre participation à ce projet implique (1) trois visites médicales, (2) un traitement de physiothérapie de 12 semaines et (3) trois évaluations biomécaniques. Il est à noter que seules les évaluations biomécaniques s'ajoutent à votre suivi médical régulier.

- **TROIS VISITES MÉDICALES** pour l'évaluation clinique de l'état de votre genou atteint d'arthrose. Elles sont administrées par un physiatre spécialisé dans le domaine (Dr Michel Pelletier ou Dr Luc Fortin) et se dérouleront à l'hôpital Notre-Dame.
  - 1<sup>e</sup> visite : cette visite comprend un examen clinique régulier avec un physiatre. Après cette visite, vous aurez (1) à compléter trois questionnaires évaluant : votre capacité fonctionnelle, votre douleur lors de la marche et vos habitudes d'activités physiques et vous devrez (2) marcher sur un tapis roulant pour une période de 10 à 15 minutes. Vous porterez durant cette période de marche, un harnais au genou qui sera utilisé lors des trois évaluations biomécaniques subséquentes. *Ceci est effectué à la fois pour évaluer votre capacité à participer au projet et pour vous familiariser avec l'instrumentation.*
  - 2<sup>e</sup> visite (après 6 semaines de traitement en physiothérapie) : cette visite comprend un examen clinique régulier avec un physiatre.
  - 3<sup>e</sup> visite (à la fin des traitements de physiothérapie) : cette visite comprend un examen clinique régulier avec un physiatre. Après cette visite, vous aurez de nouveau à compléter les trois questionnaires de la 1<sup>ère</sup> visite. Cette visite médicale est la dernière en lien avec le projet, néanmoins votre suivi médical pourra se poursuivre en cas de besoin.
- **TRAITEMENT DE PHYSIOTHÉRAPIE**
  - Le traitement en physiothérapie est conforme à un programme de rééducation dans les cas d'arthrose du genou. Ce traitement sera adapté à vos besoins selon l'évolution de l'état de votre genou arthrosique. Pour ce faire, divers tests seront effectués afin de suivre l'évolution de votre genou arthrosique. Ce traitement s'étend sur une période de 12 semaines (2 traitements / semaine) pour un total de 24 traitements. Ces traitements

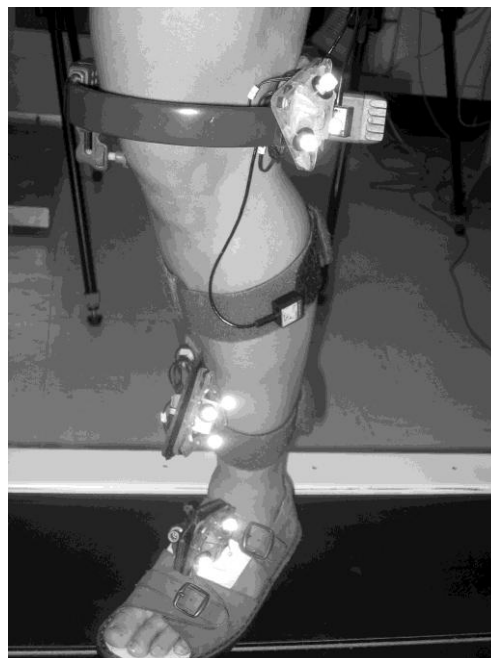
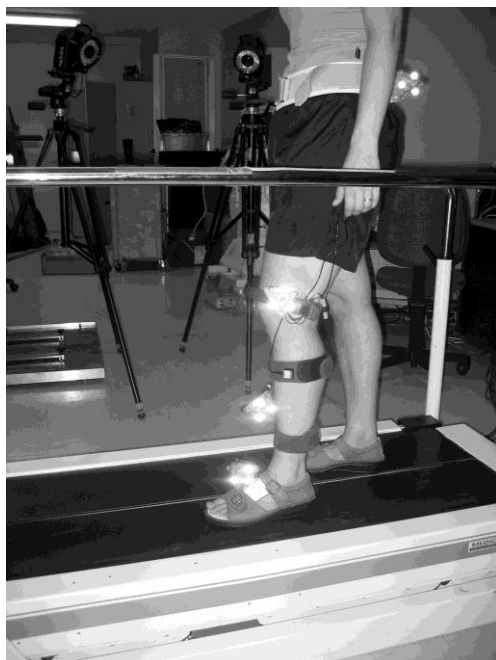
seront administrés par une physiothérapeute d'expérience (Madame Michèle Choquette) et se dérouleront à l'hôpital St-Luc.

- **TROIS ÉVALUATIONS BIOMÉCANIQUES (durée de 1h30 à 2h00)**

Ces sessions d'évaluation consistent à prendre des mesures renseignant sur la fonction de votre genou arthrosique lors de la marche sur un tapis roulant. Pour ce faire, (1) vous serez invité(e) à vous habiller en culotte courte et en t-shirt, (2) vous aurez également à porter des chaussures de type sandale qui vous seront fournies par le laboratoire et (3) vous serez aussi pesé(e) et mesuré(e) avant de débiter l'évaluation. La procédure d'évaluation suivant ces premières étapes se définit comme suit :

- Au début de l'évaluation, nous procéderons à l'installation de marqueurs réfléchissant qui seront collés sur votre peau (pied, cheville, genou, bassin), d'un système de marqueurs sur le pied, d'un harnais au niveau de votre genou arthrosique, d'une ceinture au niveau de votre bassin et à l'ajustement de l'appareillage nécessaire à votre évaluation (voir images à la page suivante). Ce harnais est maintenu sur votre genou par trois points d'appui et par un système de velcro au niveau de votre cuisse et de votre jambe. Il sert d'instrument de mesure des mouvements en trois dimensions des os de votre cuisse et de votre jambe.
- Ensuite, une période de 10 minutes de marche sur le tapis roulant vous sera allouée afin de vous habituer au port du harnais durant la marche.
- Par la suite, nous vous demanderons d'effectuer à six reprises un pas avant de la jambe atteinte d'arthrose avec un maintien en équilibre debout sur cette jambe durant 3 secondes.
- Finalement, vous serez invité(e) à marcher sur le tapis roulant à une vitesse donnée (votre vitesse confortable ou une vitesse plus rapide) sur une période de 2 à 3 minutes. Une deuxième période de marche de 2 à 3 minutes vous sera demandé(e) à la vitesse de marche non évaluée la première fois.

Lors de cette évaluation, plusieurs enregistrements du genou évalué seront effectués dans le but d'obtenir des mesures nous renseignant sur la fonction de votre genou en mouvement. Avec une autorisation supplémentaire à celle requise pour votre participation à ce projet, nous pourrions aussi filmer vos hanches, cuisses, jambes et pieds lors de la marche sur le tapis roulant. Ceci serait réalisé dans le but d'observer votre démarche globale à des fins d'analyse.



### **Avantages découlant de la participation à ce projet**

Vous ne retirez aucun avantage direct à participer à ce projet. Vous aurez toutefois la satisfaction d'avoir contribué à une recherche. Cette nouvelle approche pourrait éventuellement être utilisée pour évaluer l'efficacité de divers traitements du genou atteint d'arthrose.

### **Risques et inconforts pouvant découler de la participation**

La participation à ce projet ne comporte aucun risque pouvant compromettre votre état de santé physique et psychologique. Le suivi médical et en physiothérapie est conforme au suivi habituel de personnes atteintes d'arthrose du genou. De plus, les évaluations biomécaniques impliquent des méthodes de mesure non invasives ainsi que des tâches ne représentant aucun risque particulier. Il est néanmoins important de préciser qu'un léger inconfort dû au port du harnais au genou (serrement des appuis au niveau de la cuisse) peut survenir chez certaines personnes. Des rougeurs peuvent alors apparaître sur la peau. Ces dernières devraient disparaître dans les heures suivant l'évaluation.

### **Participation volontaire et retrait ou exclusion de l'étude**

Votre participation est entièrement volontaire. Vous êtes libre de vous retirer en tout temps sans préjudice et sans devoir justifier votre décision. Si vous aviez de la difficulté à vous adapter au tapis roulant ou à tolérer le port du harnais vous pourriez ne pas être retenu pour prendre part à ce projet. De plus, si pour une raison quelconque votre état de santé changeait et que vous ne répondiez plus aux critères d'admissibilité, vous pourriez alors être retiré de ce projet. Toutefois, notez que votre retrait du projet n'affecterait d'aucune façon les soins requis pour votre arthrose du genou.

**Clause de responsabilité**

Si une complication survient en cours d'étude, les soins médicaux d'urgence usuels vous seront fournis au Centre de Recherche du CHUM – hôpital Notre-Dame et ou hôpital St-Luc. Ceci n'altère en rien vos droits en cas de faute et vous ne renoncez à aucun de vos droits légaux en signant le présent formulaire ni ne libère le chercheur ou l'hôpital de leurs responsabilités civiles et professionnelles.

**Confidentialité**

Toute information se rapportant à votre participation sera traitée sans compromettre la confidentialité de vos données. Ceci sera respecté grâce à l'utilisation d'un système codifié pour la conservation des renseignements personnels et des mesures collectées. Seuls les chercheurs autorisés auront accès aux informations cliniques et biomécaniques reliées au projet et pourront se les transmettre. Ces informations seront conservées sur les ordinateurs du Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie et ceux du CHUM pour une durée maximale de 5 ans après la publication des résultats. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites.

De plus, avec une autorisation supplémentaire à celle requise pour votre participation à ce projet, les informations personnelles et les données collectées dans le cadre de ce projet pourraient être utilisées pour des études futures et/ou projets connexes par d'autres chercheurs associés. Ces informations seront conservées pour une durée maximale de 5 ans après la publication des résultats. Par la suite, toutes les informations personnelles de même que celles permettant de vous identifier seront détruites.

Il est à noter que toute utilisation secondaire de ces données pour fin de recherche sera approuvée par un comité d'éthique à la recherche.

**Indemnité**

L'indemnité qui vous sera offerte est un montant maximum de 75,00\$ (25\$ vous sera remis après chacune des évaluations biomécaniques) afin de vous dédommager des inconvénients liés à la participation à ce projet et au temps consacré aux trois sessions d'évaluation biomécanique.



**Personnes ressources**

Si vous avez des questions au sujet de votre participation ou si vous décidez de vous retirer du projet, vous n'avez qu'à contacter Madame Francine Bujold, agente de recherche au (514) 527-4155 poste 243 et/ou Mesdames Katia Turcot et Karine Boivin, étudiantes coordonnatrices du projet au (514) 890-8000 poste 28723. Si vous avez des questions sur vos droits et recours, vous pouvez contacter :

Monsieur Jacques A. de Guise, chercheur responsable de cette étude.

**Pour le rejoindre, téléphonez au (514) 890 8000 poste 28721**

Madame Louise Brunelle, commissaire adjointe à la qualité des services,  
Hôpital Notre-Dame du CHUM.

**Pour la rejoindre, téléphonez au (514) 890-8000 poste 26047**

**Formulaire de consentement****Titre de l'étude**

Validation de nouvelles méthodes biomécaniques pour le suivi en physiothérapie de personnes atteintes d'arthrose du genou

Je, (nom en lettres moulées du participant) .....  
déclare avoir pris connaissance du document ci-joint dont j'ai reçu copie, en avoir  
discuté avec (nom de l'investigateur en lettres moulées) ..... et  
compris le but, les avantages, les risques et les inconvénients de l'étude en question.

Après réflexion et un délai raisonnable, je consens librement à prendre part à cette étude.  
Je sais que je peux me retirer en tout temps sans préjudice.

Signature du participant .....Date.....

**Autorisations supplémentaires :**

☐ J'accepte également que mes hanches, cuisses, jambes et pieds soient filmés au cours  
des évaluations biomécaniques.

Signature du participant .....Date.....

☐ J'accepte également que les données accumulées lors de cette étude soient réutilisées  
pour des études futures et/ou projets connexes par d'autres chercheurs associés.

Signature du participant .....Date.....

Je, (nom en lettres moulées de l'investigateur) ..... déclare  
avoir expliqué le but, la nature, les avantages, les risques et les inconvénients de l'étude  
à (nom en lettres moulées du participant) .....

Signature de l'investigateur .....Date.....

**Témoin autre qu'un individu associé au projet**

(nom en lettres moulées) .....

Signature du témoin .....Date.....

## ANNEXE 4. FICHE CLINIQUE DES GENOUX ARTHROSIQUES

### FICHE DE L'EXAMEN CLINIQUE EFFECTUÉ PAR LE PHYSIATRE (PRÉ-TRAITEMENT)

**Évaluation :** Unilatérale ☐ Bilatérale ☐  
**♣ Genou évalué :** Droit ☐ Gauche ☐

**Subjectif :** \_\_\_\_\_

Raideur matinale inférieure à 30 minutes Oui ☐ Non ☐

**Examen :**

Rougeur Oui ☐ Non ☐  
 Chaleur Oui ☐ Non ☐  
 Épanchement Oui ☐ Non ☐  
 Crépitation Oui ☐ Non ☐

**Palpation :**

Douleur Oui ☐ Non ☐  
 Douleur interne Oui ☐ Non ☐  
 Douleur externe Oui ☐ Non ☐  
 Douleur rotule Oui ☐ Non ☐  
 Douleur patte d'oie Oui ☐ Non ☐

**♣ Instabilité articulaire :**

A/P Oui ☐ Non ☐ Légère ☐ Modérée ☐ Sévère ☐  
 ABD/ADD Oui ☐ Non ☐ Légère ☐ Modérée ☐ Sévère ☐

Autres instabilités: \_\_\_\_\_

**Autres informations** (amplitude articulaire & alignement du genou en varus ou valgus):

\_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**♣ Médication se rapportant au problème d'arthrose du genou**

Nom	Type	Fréquence	Dose

**Conclusion & commentaires<sup>1</sup> :** \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Signature du physiatre :** \_\_\_\_\_ **Date :** \_\_\_\_\_

<sup>1</sup> Toute déformation au niveau du tronc et des membres inférieurs jugée pertinente sur le plan clinique doit être recensée dans cette section.

## ANNEXE 5. TABLEAU SYNTHÈSE DES MÉTHODES THÉRAPEUTIQUES

Tableau A5.1. Synthèse sur les mouvements de thérapie manuelle et les exercices de force

Exercice	But	Description	Commentaire
<b><i>Thérapie manuelle</i></b>			
<b>Massage au niveau du genou</b>	Détendre les ailerons et relâcher les loges musculaires et les structures ligamentaires	Alors que le patient est assis, la physiothérapeute effectue avec ses doigts des mouvements de glisse péri rotuliens et de pétrissage au niveau de la bandelette iliotibiale et du tibia antérieur	Chez plusieurs patients, présence de rigidité au niveau des tissus mous péri rotuliens et de contracture au niveau du tibia antérieur et de la bandelette iliotibiale de la jambe atteinte
<b>Mobilisation de la rotule</b>	Favoriser la mobilité de la rotule par rapport au fémur	Alors que le patient est assis, la physiothérapeute effectue avec ses doigts des mouvements latéraux et médiaux de la rotule	Chez plusieurs patients, observation d'un manque important de mobilité de la rotule au niveau du membre atteint
<b>Étirement passif de la bandelette iliotibiale et de la chaîne musculaire postérieure au niveau du membre inférieur</b>	Diminuer les contractures des ischio-jambiers, de la bandelette iliotibiale et du gastrocnémien, et améliorer l'élasticité des tissus péri-articulaires	Alors que le patient est couché sur le côté, la physiothérapeute s'appuie contre le pied de la jambe atteinte pour le maintenir en dorsiflexion et maintient en extension complète la jambe atteinte avec une ouverture de 120° au niveau des hanches	Étirement efficace pour améliorer l'amplitude de mouvement articulaire (diminuer le flexum au genou) et pour soulager les douleurs lombaires rapportées par plusieurs patients
<b>Étirement passif de la chaîne musculaire postérieure au niveau du membre inférieur</b>	Diminuer les contractures des ischio-jambiers et du gastrocnémien et améliorer l'élasticité des tissus péri-articulaires	Alors que le patient est couché sur le dos, le bassin est en antéversion, les jambes sont en extension et maintenues à environ 60° du sol par la physiothérapeute qui applique une pression contre les pieds en dorsiflexion	Étirement effectué sur un seul patient puisqu'il exige un excellent contrôle corporel
<b><i>Exercices de force</i></b>			
<b>Contraction isométrique du quadriceps</b>	Renforcer le quadriceps	En position assise, le patient effectue 10 contractions du quadriceps tout en gardant les jambes en extension et en soulevant les talons du sol	Exercice qui permet également l'étirement des ischio-jambiers et des gastrocnémiens pouvant ainsi réduire le flexum au genou
<b>Demi squat avec ballon</b>	Renforcer le quadriceps	Debout en étant adossé à un ballon (contre le mur), le patient effectue des demi squats	Insister sur l'exécution d'une flexion combinée aux niveaux des genoux et des hanches et non au niveau des genoux seulement

Tableau A5.2. Synthèse des exercices de proprioception et d'équilibre

Exercice	But	Description	Commentaire
<b><i>Exercices de proprioception et d'équilibre</i></b>			
<b>Équilibre les pieds en tandem</b>	Augmenter la stabilité articulaire (en médio latérale) aux niveaux des genoux et des chevilles et améliorer la proprioception et la fonction sensori-motrice	Debout les pieds positionnés en tandem sur une mousse (de 2 pouces d'épaisseur environ), tenter de maintenir l'équilibre en effectuant des micro ajustements posturaux	Effectuer l'exercice les genoux légèrement fléchis et aligner le mieux possible les pieds dans le plan sagittal
<b>Équilibre sur planche proprioceptive avec 3 appuis au sol</b>	Améliorer la fonction sensori-motrice pour les chaînes musculaires antérieures et postérieures des membres inférieurs	Debout, tenter de maintenir l'équilibre sur une planche pivotante dans le plan antéropostérieur en ayant les pieds : côte à côte en tandem	Effectuer l'exercice les genoux légèrement fléchis; Exercice qui favorise la synchronisation et le recrutement musculaire
<b>Équilibre sur planche proprioceptive avec 1 seul appui au sol</b>	Augmenter la stabilité articulaire, améliorer la proprioception et la fonction sensori-motrice au niveau des membres inférieurs	Debout les pieds côte à côte, tenter de maintenir l'équilibre sur une planche à pivot multiaxial en effectuant des micro ajustements posturaux	Exercice qui améliore le contrôle postural global et qui favorise la synchronisation et le recrutement musculaire
<b>Stabilisation sur ballon</b>	Améliorer la proprioception et la fonction sensori-motrice aux niveaux des genoux et des chevilles	Tenter de garder l'équilibre assis sur un ballon, en ayant les deux pieds au sol en effectuant des extensions d'une jambe	S'assurer que le patient garde le dos droit; Augmenter le niveau de difficulté en demandant au patient d'attraper des ballons
<b>Monter et descendre une marche</b>	Renforcer le quadriceps en concentrique et en excentrique et améliorer la stabilisation du genou	Monter et descendre une marche de 3 pouces de hauteur; la montée s'effectue par une extension au niveau du genou suivi d'une flexion contrôlée et lente pour la descente	S'assurer que le patient n'effectue pas de mouvement au niveau du bassin; l'exercice doit se faire exclusivement par le mouvement autour du genou

Tableau A5.3. Synthèse des exercices en aérobie et des autres méthodes thérapeutiques utilisées par la physiothérapeute

Exercice	But	Description	Commentaire
<b>Exercices en aérobie</b>			
<b>Marche sur tapis roulant</b>	Augmenter l'endurance musculaire, améliorer la démarche, élever la température corporelle et favoriser la circulation sanguine	Le patient marche 10 minutes à une vitesse confortable sur tapis roulant	La pente doit être réglée à 0 ou à 1 afin de favoriser l'extension complète lors du contact du talon au sol
<b>Bicyclette stationnaire</b>	Renforcer le quadriceps, élever la température corporelle et favoriser la circulation sanguine	Le patient pédale pendant 5 minutes à une vitesse confortable et sans trop de résistance au mouvement	La hauteur de la selle est ajustée de sorte à ce que le genou soit légèrement fléchi lorsque la pédale est à son point le plus bas
<b>Autres</b>			
<b>Glace</b>	Réduire la douleur et l'inflammation locale suite aux exercices	Pendant 20 minutes, le patient applique de la glace sur le genou atteint	Ne pas mettre la glace directement sur la peau; utilisation d'une serviette
<b>Ultrason</b>	Réduire les poussées inflammatoires, diminuer la douleur aiguë, diminuer l'œdème, augmenter l'amplitude de mouvement et accélérer la réparation tissulaire en favorisant la circulation sanguine (dilatation des vaisseaux) dans les tissus environnants de l'articulation traitée		Les ultrasons pulsés sont recommandés pour traiter les douleurs aiguës et les poussées inflammatoires alors que les ultrasons continus sont surtout utilisés pour augmenter l'amplitude de mouvement
<b>Ruban fémoropatellaire</b>	Réduire la douleur ressentie sous la rotule lors de l'exécution des exercices et des activités journalières	La physiothérapeute applique un à deux rubans adhésifs au niveau du genou. Ces rubans servent à déplacer légèrement la rotule de sa position naturelle (déplacement médial et vers le haut)	Les ruban adhésifs fémoropatellaires auraient une action proprioceptive; ils permettraient une initiation plus rapide de la contraction musculaire du quadriceps lors des activités journalières

## ANNEXE 6. BATTERIE DE TESTS PHYSIQUES

### A) TEST DE FORCE MUSCULAIRE

#### 1. QUADRICEPS

- S'assurer que le dynamomètre est programmé à la mesure de force supérieure (range : high, mesurant jusqu'à 300 livres)
- Stabilisation du participant :
  1. *Mettre un coussin en angle sous le genou afin d'atteindre l'angle de 90° plus facilement*
  2. *Stabiliser le bassin à l'aide d'une courroie*
- Attacher la courroie à la chaise en ligne avec le membre à évaluer
- Mettre le dynamomètre dans la courroie perpendiculaire au segment au niveau distal de la face antérieure du tibia, juste au-dessus des malléoles
- Mesurer la force à un angle du genou de 90° (cet angle doit être déterminé à l'aide d'un goniomètre manuel)
- Mesurer le bras de levier, c'est-à-dire la distance entre le centre du dynamomètre et le centre du condyle fémoral externe
- Effectuer trois essais d'une durée de **3 à 5 secondes** et allouer 1 minute de repos entre les essais (1 à 2 essais de pratique doivent être effectués avant les vrais essais)
- Toujours donner les mêmes consignes
  1. *allez-y graduellement,*
  2. *plus fort,*
  3. *donner votre force maximale,*
  4. *allez...*
- Noter les valeurs des trois essais en kilogramme (kg) et celle du bras de levier

#### 2. ISCHIO-JAMBIERS (*même procédure d'installation et de stabilisation que pour le test du quadriceps*)

Pour effectuer le test manuellement, vous devez être:

- Assis sur un banc stable en face du participant
- La surface du dynamomètre doit être placée perpendiculairement au segment le plus distal possible sur la face postérieure de la jambe, juste au-dessus des malléoles.
- Pour se stabiliser, vous appuyez vos coudes et avant-bras sur vos cuisses. Ensuite :
- Mesurer le bras de levier (si différent du test du quadriceps).
- Effectuer trois essais d'une durée de 3 à 5 secondes et allouer 1 minute de repos entre les essais (1 à 2 essais de pratique doivent être effectués avant les vrais essais)
- Noter les valeurs des trois essais en kilogrammes (kg) et celle du bras de levier.

## B) TEST DE MONTÉE ET DE DESCENTE D'UN ESCALIER (*ASCEND/DESCEND 4 STAIRS*)

(RÉFÉRENCE BIBLIOGRAPHIQUE : LIN, YC ET AL., 2001)

- L'objectif du test est de mesurer le temps de la montée et de la descente d'un escalier de 4 marches alors que le participant tente de compléter la tâche **le plus rapidement possible**.
- Notons que le temps de la montée et celui de la descente sont mesurés séparément.
- L'escalier utilisé correspond aux caractéristiques suivantes<sup>63</sup> : 4 marches de \_\_\_\_ cm de hauteur, chaque marche a \_\_\_\_ cm de profondeur x \_\_\_\_ cm de longueur, plate-forme de \_\_\_\_ x \_\_\_\_ cm.
- Instructions données aux participants : monter jusqu'au-dessus de la plate-forme, se retourner et descendre le plus rapidement possible sans prendre de pause.
- Mesure du temps : partir le premier chronomètre au départ du participant (signal : préparez-vous, « GO ») et arrêter le chronomètre lorsque le participant pose les deux pieds sur la plate-forme. Partir le deuxième chronomètre avant que le participant débute la descente et arrêter le chronomètre lorsqu'il pose les deux pieds au sol.
- Effectuer un essai de pratique afin de s'assurer que le participant comprend bien la tâche.
- Effectuer trois essais supplémentaires (vrais essais) et noter les temps obtenus pour chaque essai.

## C) TEST D'AMPLITUDE DU MOUVEMENT DU GENOU (FLEXION/EXTENSION) AVEC UN GONIOMÈTRE (RÉFÉRENCE BIBLIOGRAPHIQUE : LIN, YC ET AL., 2001 ; PARENT AND MOFFET, 2003)

- L'amplitude de mouvement du genou est mesurée lorsque le patient est couché sur le dos.
- Le pivot du goniomètre est placé sur le point milieu de la ligne articulaire latérale du genou.
- Le goniomètre est ensuite aligné avec plusieurs points :
  1. le grand trochanter,
  2. l'épicondyle latéral du fémur,
  3. la tête du péroné,
  4. la malléole latérale.
- Le bras stable du goniomètre est aligné avec le grand trochanter et la partie mobile avec la malléole latérale
- Par convention, l'alignement horizontal de tous les points correspond à 0°.
- Le patient débute avec une extension maximale du genou pour ensuite atteindre une flexion maximale de manière active.
- Noter le niveau de flexion et d'extension en degré (°).
- Noter l'arc de mouvement (°) déterminé par les deux mesures précédentes.

---

<sup>63</sup> L'escalier utilisé dans l'article de référence correspond aux caractéristiques suivantes<sup>63</sup> : 4 marches de 15,2 cm de hauteur, chaque marche a 26,5 cm de profondeur x 76 cm de longueur, plate-forme de 76,5 x 76 cm.



**D) TEST DE MARCHÉ** (RÉFÉRENCE BIBLIOGRAPHIQUE : MCCARTHY ET OLDMAN, 2004)

- L'objectif du test est de mesurer le temps nécessaire pour parcourir une distance de 8 mètres **à une vitesse de marche confortable**.
- Le test doit se dérouler sur une distance de 10 mètres sans obstacle, dont les 8 mètres sont marqués sur le plancher.
- Une distance de 1 m d'accélération et 1 m de décélération est prévue sur la distance de 10 mètres.
- Instructions données aux participants : parcourir la distance de 10 mètres à vitesse naturelle.
- Mesure du temps : partir le chronomètre au premier pied qui franchi la première marque au sol et arrêter le chronomètre au premier pied qui franchi la deuxième marque au sol.
- Effectuer un essai de pratique afin de s'assurer que le participant comprend bien la tâche.
- Effectuer trois essais supplémentaires (vrais essais) et noter les temps obtenus pour chaque essai.

**\*\*Note** : le participant a le droit d'utiliser une aide à la marche si nécessaire.

## ANNEXE 7. DÉFINITION DES PARAMÈTRES SPATIO-TEMPORELS DE LA MARCHÉ

Nom du paramètre	Définition et méthode de calcul
<b>Durée du cycle de marche (CM) (en s)</b>	L'intervalle de temps entre l'occurrence de deux contacts successifs du même pied avec le tapis roulant # d'itérations durant cet intervalle / fréquence d'acquisition (120 Hz)
<b>Durée de la phase de support (en % du CM)</b>	L'intervalle de temps entre le contact d'un pied avec le tapis roulant et l'instant où ce même pied quitte le tapis roulant En s = # d'itérations durant cet intervalle / 120 Hz En % du CM = (Durée de la phase de support (en s) / Durée du CM (en s)) × 100
<b>Durée de la phase de double appui (en % du CM)</b>	L'intervalle de temps entre le contact d'un pied avec le tapis roulant et l'instant où l'autre pied quitte le tapis roulant En s = # d'itérations durant cet intervalle / 120 Hz En % du CM = (Durée de la phase de double appui (en s) / Durée du CM (en s)) × 100
<b>Cadence (# de pas / minute)</b>	Le nombre de pas par minute, en considérant qu'un pas est l'intervalle de temps entre le contact successif des pieds opposés avec le tapis roulant $(60 / \text{Durée d'un cycle de marche (en s)}) \times 2$
<b>Largeur de pas (cm)</b>	La distance en médio-latéral (ou dans le plan frontal du système de référence du laboratoire) entre les positions moyennes des marqueurs de mouvement sur chacun des talons, qui a été calculées alors que chacun des talons étaient en contact avec le tapis roulant pour des pas successifs. Cette définition de la largeur de pas est inspirée de celle de Owings et Gradiner (2004).
<b>Longueur de foulée (cm)</b>	La distance antéropostérieure (dans le plan sagittal du système de référence du laboratoire) parcourue par le marqueur de mouvement au talon d'un pied durant sa phase d'oscillation plus la distance antéropostérieure parcourue par le marqueur au talon de l'autre pied, durant ce même intervalle temporel (Danion et coll., 2003).
<b>Vitesse moyenne du membre inférieur durant un CM (cm/s)</b>	La longueur de foulée (cm) / durée du cycle de marche (en s)

## ANNEXE 8. DONNÉES COMPLÉMENTAIRES À LA SECONDE ÉTUDE SUR LA VALIDITÉ CONCEPTUELLE

Les différents tableaux de données que l'on retrouve dans cette annexe sont présentés ci-dessous.

<b>Numéro</b>	<b>Titre des tableaux</b>
<b>A8.1</b>	Caractéristiques démographiques des sous-groupes étudiés pour la condition de marche à la vitesse rapide
<b>A8.2</b>	Résultats sur les paramètres de flexion/extension pour la condition de marche à la vitesse rapide
<b>A8.3</b>	Résultats sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe pour la condition de marche à la vitesse rapide
<b>A8.4</b>	Résultats sur les paramètres d'adduction/abduction pour la condition de marche à la vitesse rapide
<b>A8.5</b>	Résultats sur les paramètres spatio-temporels pour la condition de marche à la vitesse rapide

Tableau A8.1. Caractéristiques démographiques des sous-groupes étudiés pour la condition de marche à la vitesse rapide

Caractéristiques	Groupes étudiés				
	Asymptomatique (AS)	Arthrosiques (OA)			
G <sub>KL</sub> de l'atteinte fémorotibiale interne	-	<b>OA<sub>KL1</sub></b>	<b>OA<sub>KL2</sub></b>	<b>OA<sub>KL3</sub></b>	<b>OA<sub>KL4</sub></b>
Taille de l'échantillon (n)	15	7	6	7	9
Âge moyen (année)	66 ± 7	58 ± 8	62 ± 6	63 ± 7	65 ± 7
Poids corporel moyen (kg)	65,58 ± 11,77 <sup>†</sup>	78,27 ± 14,60	78,83 ± 14,75	78,67 ± 18,65	90,03 ± 22,88
Taille (m)	1,626 ± 0,083	1,617 ± 0,080	1,647 ± 0,069	1,588 ± 0,113	1,599 ± 0,126
Pourcentage de femmes (%)	67% (10)	57% (4)	83% (5)	86% (6)	67% (6)
Pourcentage de cas ayant des signes radiologiques d'arthrose fémoropatellaire (%)	-	43% (3)	67% (4)	57% (4)	100% (9)
Pourcentage de cas ayant des signes radiologiques d'arthrose fémorotibiale externe (%)	-	14% (1)	67% (4)	29% (2)	100% (9)
Pourcentage de cas présentant des signes d'inflammation locale suite à l'évaluation clinique (chaleur, rougeur, gonflement) (%)	-	0%	0% (0)	0% (0)	44% (4)
Pourcentage de cas présentant de l'instabilité articulaire en médio-latéral suite à l'évaluation clinique (%)	-	43% (3)	33% (2)	71% (5)	78% (7)
Pourcentage de cas présentant de l'instabilité articulaire en antéro-postérieur suite à l'évaluation clinique (%)	-	0%	0% (0)	14% (1)	11% (1)

Note : La valeur entre parenthèses correspond au nombre de cas en absolu. Le (<sup>†</sup>) indique que le groupe de personnes asymptomatiques est significativement moins pesant que l'ensemble des quatre groupes de patients gonarthrosiques selon les résultats obtenus à une ANOVA par contraste comparant ces deux groupes ( $F_{1,39} = 9,11$  ;  $p = 0,004$ ). Une analyse du  $\bar{E}^2$  à 5 niveaux de comparaison a montré que le poids corporel augmentait significativement entre les groupes ( $\bar{E}^2 = 0,184$  ; significatif à un seuil de 0,025). L'annotation « G<sub>KL</sub> » signifie : grade de sévérité radiologique de l'arthrose selon l'échelle de Kellgren et Lawrence (1957).

Tableau A8.2. Résultats sur les paramètres de flexion/extension pour la condition de marche à la vitesse rapide

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		(k = 5)	(k = 4)
	AS n = 14	OA <sub>KL1</sub> n = 7	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 9	F (1,38)	p	(dl <sub>e</sub> = 38)	(dl <sub>e</sub> = 38)
$\theta_{F1}$ – Angle dans le plan sagittal au contact initial	13,3 ± 6,1 <sup>†</sup>	10,1 ± 5,2 <sup>†</sup>	11,6 ± 8,5 <sup>†</sup>	15,4 ± 6,3 <sup>†</sup>	11,0 ± 5,8 <sup>*</sup>	0,402	0,530	0,014	-
$\theta_{F2}$ – Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	22,7 ± 4,1	19,7 ± 4,7 <sup>*</sup>	19,1 ± 6,0 <sup>*</sup>	22,9 ± 4,5 <sup>*</sup>	16,5 ± 12,5	1,919	0,174	0,076	-
$\theta_{F3}$ – Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	7,5 ± 5,3	4,9 ± 6,6 <sup>*</sup>	5,5 ± 7,8 <sup>*</sup>	8,7 ± 7,5 <sup>*</sup>	5,1 ± 11,1	0,334	0,567	0,010	-
$\theta_{F4}$ – Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	68,1 ± 5,5	66,9 ± 3,9	68,3 ± 5,0 <sup>*</sup>	63,8 ± 3,2 <sup>*</sup>	65,4 ± 4,6	1,706	0,199	0,036	-
$\Delta\theta_{F5}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	9,4 ± 4,7 <sup>*</sup>	9,6 ± 1,2 <sup>*</sup>	7,5 ± 4,5	7,4 ± 5,2	5,5 ± 7,7	1,234	0,274	0,078	-
$\Delta\theta_{F6}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-15,2 ± 4,7	-14,7 ± 3,8	-13,6 ± 5,4 <sup>*</sup>	-14,1 ± 5,7 <sup>*</sup>	-11,4 ± 5,8	1,108	0,299	0,065	-
$\Delta\theta_{F7}$ – Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	61,1 ± 5,6 <sup>†</sup>	62,3 ± 5,2 <sup>†</sup>	63,1 ± 5,7 <sup>†</sup>	55,3 ± 6,3 <sup>*</sup>	61,4 ± 9,7 <sup>*</sup>	0,059	0,809	0,067	-
	Résultats aux ANCOVA								
	Moyennes ajustées								
						F (1,37)	p	(dl <sub>e</sub> = 37)	(dl <sub>e</sub> = 37)
$\theta_{F1}$ – Angle dans le plan sagittal au contact initial	12,1 ± 6,7 <sup>†</sup>	10,1 ± 6,2 <sup>†</sup>	11,6 ± 6,2	15,5 ± 6,2 <sup>*</sup>	12,2 ± 6,5 <sup>*</sup>	0,018	0,895	0,043	-
$\theta_{F2}$ – Angle maximal dans le plan sagittal durant la mise en charge	21,3 ± 7,6	19,7 ± 6,9 <sup>*</sup>	19,2 ± 6,9 <sup>*</sup>	22,9 ± 6,9 <sup>*</sup>	17,8 ± 7,3	0,344	0,561	0,030	-
$\theta_{F3}$ – Angle minimal dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	5,3 ± 7,9 <sup>†</sup>	4,9 ± 7,2 <sup>†</sup>	5,6 ± 7,2	8,8 ± 7,2 <sup>*</sup>	7,2 ± 7,6 <sup>*</sup>	0,242	0,625	0,035	-
$\theta_{F4}$ – Angle maximal dans le plan sagittal lors de l'oscillation	68,3 ± 5,2	66,9 ± 4,8	68,3 ± 4,8 <sup>*</sup>	63,8 ± 4,8 <sup>*</sup>	65,2 ± 5,0	1,771	0,191	0,046	-
$\Delta\theta_{F5}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	9,3 ± 5,8 <sup>*</sup>	9,6 ± 5,3 <sup>*</sup>	7,5 ± 5,3	7,4 ± 5,3	5,6 ± 5,6	0,853	0,362	0,073	-
$\Delta\theta_{F6}$ – Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-16,0 ± 5,5	-14,7 ± 5,0	-13,6 ± 5,0 <sup>*</sup>	-14,1 ± 5,0 <sup>*</sup>	-10,6 ± 5,3	2,297	0,138	0,117	-
$\Delta\theta_{F7}$ – Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	63,1 ± 6,8	62,3 ± 6,2 <sup>†</sup>	63,0 ± 6,2 <sup>†</sup>	55,3 ± 6,2 <sup>*</sup>	59,4 ± 6,5 <sup>*</sup>	1,984	0,167	0,161 <sup>‡</sup>	0,119 <sup>‡</sup>

Note : Les écarts-types accompagnant les moyennes ajustées ont été calculés en considérant une homogénéité des variances inter groupes. Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle ( $\theta_{F1}$ ,  $\theta_{F2}$ ,  $\theta_{F3}$ ,  $\theta_{F4}$ ) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ( $\Delta\theta_{F5}$ ,  $\Delta\theta_{F6}$ ) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en flexion, sinon en extension. Pour la mesure d'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{F7}$ ), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les (†) et les (‡) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (‡) et (‡) indiquent que les  $\bar{E}^2$  calculés sont significatifs à des seuils de 0,05 et 0,025 ; Abréviation : CM = cycle de marche.

Tableau A8.3. Résultats sur les paramètres de rotations tibiales interne/externe pour la condition de marche à la vitesse rapide

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		( <i>k</i> = 5)	( <i>k</i> = 4)
	AS n = 15	OA <sub>KL1</sub> n = 7	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 9	<i>F</i> (1,39)	<i>p</i>	( <i>dl<sub>e</sub></i> = 39)	( <i>dl<sub>e</sub></i> = 39)
$\theta_{R1}$ - Angle dans le plan transverse au contact initial	$-2,4 \pm 2,5^*$	$-4,3 \pm 2,1^*$	$-2,6 \pm 2,2$	$0,2 \pm 3,8^\dagger$	$-3,6 \pm 4,3^\dagger$	0,037	0,848	0,046	-
$\Delta\theta_{R2}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant la mise en charge	$5,9 \pm 2,3^*$	$6,4 \pm 3,5^*$	$4,5 \pm 1,9^\dagger$	$5,8 \pm 3,5^\dagger$	$5,8 \pm 3,1^\dagger$	0,086	0,770	0,017	-
$\theta_{R3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	$0,5 \pm 2,7^*$	$-0,5 \pm 2,3^*$	$-0,3 \pm 2,0^*$	$1,8 \pm 2,8^\dagger$	$-0,1 \pm 3,8^\dagger$	0,092	0,763	0,026	-
$\Delta\theta_{R4}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant l'appui unilatéral	$0,8 \pm 3,3$	$0,1 \pm 2,8$	$-0,3 \pm 2,9$	$-2,0 \pm 1,0^\dagger$	$<0,1 \pm 2,2^\dagger$	2,385	0,130	0,056	-
$\Delta\theta_{R5}$ - Changement angulaire dans le plan transverse durant la poussée	$-2,7 \pm 4,1^*$	$-4,0 \pm 2,9^*$	$-2,9 \pm 4,1$	$1,5 \pm 2,3^\dagger$	$0,9 \pm 5,4^\dagger$	1,454	0,235	0,224 <sup>\$</sup>	0,199 <sup>†</sup>
$\Delta\theta_{R6}$ - Amplitude de mouvement dans le plan transverse durant le CM	$12,2 \pm 2,6$	$12,0 \pm 2,6$	$11,0 \pm 1,1$	$9,5 \pm 2,8^*$	$11,1 \pm 3,8^*$	2,283	0,139	0,077	-
$\theta_{R7}$ - Angle dans le plan transverse à la fin de la phase de support	$-0,4 \pm 3,9^*$	$-3,3 \pm 2,2^*$	$-2,9 \pm 3,1^*$	$3,5 \pm 4,7^\dagger$	$1,7 \pm 4,7^\dagger$	0,008	0,931	0,251 <sup>\$</sup>	0,275 <sup>\$</sup>

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle ( $\theta_{R1}$ ,  $\theta_{R3}$ ) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ( $\Delta\theta_{R2}$ ,  $\Delta\theta_{R5}$ ) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en rotation tibiale interne, sinon en externe. Pour les mesures d'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{R4}$ ,  $\Delta\theta_{R6}$ ), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotations : les annotations (\*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des comparaisons du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux ; les annotations (†) et (\$) indiquent que les  $\bar{E}^2$  calculés sont significatifs à des seuils de 0,05 et 0,005 respectivement ; Abréviation : CM = cycle de marche.

Tableau A8.4. Résultats sur les paramètres d'adduction/abduction pour la condition de marche à la vitesse rapide

Paramètres	Résultats aux ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$	$\bar{E}^2$
	Moyennes observées (angle en °)					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		(k = 5)	(k = 4)
	AS n = 15	OA <sub>KL1</sub> n = 7	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 9	F (1,39)	p	(dl <sub>e</sub> = 39)	(dl <sub>e</sub> = 39)
$\theta_{A1}$ - Angle dans le plan frontal au contact initial	2,1 ± 4,3 <sup>*</sup>	0,2 ± 3,1 <sup>*</sup>	1,1 ± 4,1 <sup>*</sup>	4,9 ± 3,5	6,9 ± 4,6	0,883	0,353	0,265 <sup>§</sup>	0,251 <sup>§</sup>
$\Delta\theta_{A2}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	2,5 ± 0,9	3,0 ± 1,0 <sup>*</sup>	2,7 ± 1,0 <sup>*</sup>	3,8 ± 1,7 <sup>†</sup>	3,7 ± 1,6 <sup>†</sup>	3,903	0,055	0,148 <sup>¥</sup>	0,090
$\theta_{A3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	1,7 ± 4,2 <sup>*</sup>	0,4 ± 2,8 <sup>*</sup>	2,0 ± 4,7	7,5 ± 3,3	8,9 ± 3,6	6,180	0,017	0,441 <sup>§</sup>	0,387 <sup>§</sup>
$\Delta\theta_{A4}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	-0,4 ± 1,7	0,2 ± 0,7	0,9 ± 1,5	2,6 ± 2,0 <sup>*</sup>	2,0 ± 1,8 <sup>*</sup>	12,178	0,001	0,300 <sup>§</sup>	0,164 <sup>¥</sup>
$\theta_{A5}$ - Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	-5,4 ± 4,9	-4,5 ± 3,7 <sup>*</sup>	-6,1 ± 6,5 <sup>*</sup>	-0,4 ± 3,0	2,8 ± 5,1	4,962	0,032	0,332 <sup>§</sup>	0,271 <sup>§</sup>
$\Delta\theta_{A6}$ - Changement angulaire dans le plan frontal durant la poussée	-5,8 ± 3,2 <sup>*</sup>	-2,9 ± 3,4 <sup>*</sup>	-6,3 ± 4,5 <sup>*</sup>	-7,0 ± 5,9 <sup>†</sup>	-4,8 ± 5,1 <sup>†</sup>	0,154	0,697	0,032	-
$\Delta\theta_{A7}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant le CM	11,4 ± 2,7	9,2 ± 3,5	12,1 ± 4,2	12,3 ± 4,7	10,5 ± 2,6	0,114	0,737	0,034	-
T <sub>A8</sub> - Durée en adduction durant la phase de support (en % de la phase de support)	57,7 ± 39,4 <sup>*</sup>	54,0 ± 33,96 <sup>*</sup>	54,6 ± 44,7 <sup>*</sup>	94,3 ± 10,0	95,6 ± 10,8	2,736	0,106	0,270 <sup>§</sup>	0,227 <sup>§</sup>

Note : Une valeur positive dans le cas des mesures d'angle ( $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\theta_{A5}$ ) ou dans le cas des paramètres de changement angulaire ( $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\Delta\theta_{A6}$ ) indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour du genou est en adduction, sinon en abduction. Pour les mesures d'amplitude de mouvement ( $\Delta\theta_{A2}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ), la valeur est toujours positive sans faire référence à un type mouvement car seulement sa grandeur est d'intérêt.

Annotation : l'annotation (\*) désigne les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison ; les annotations (¥) et (§) indiquent que le  $\bar{E}^2$  calculé est significatif à des seuils de 0,025 et de 0,005 respectivement ; Abréviation : CM = cycle de marche.

Tableau A8.5. Résultats sur les paramètres spatio-temporels pour la condition de marche à la vitesse rapide

Paramètres	Résultats ANOVA					Contraste		$\bar{E}^2$ ( $k = 5$ )
	Moyennes observées					AS vs (OA <sub>KL1,2,3,4</sub> )		
	AS n = 15	OA <sub>KL1</sub> n = 7	OA <sub>KL2</sub> n = 6	OA <sub>KL3</sub> n = 7	OA <sub>KL4</sub> n = 9	$F$ (1,39)	$p$	( $dl_e = 39$ )
Vitesse de marche (m/s)	1,03 ± 0,25*	1,10 ± 0,16*	0,94 ± 0,14†	0,97 ± 0,36†	0,93 ± 0,19	0,314	0,578	0,058
Longueur de foulée (cm)	99,9 ± 22,0*	107,0 ± 11,1*	97,4 ± 11,9	91,4 ± 30,3†	92,9 ± 15,9†	0,184	0,670	0,060
Largeur de pas (cm)	14,1 ± 2,5	14,2 ± 2,0*	14,1 ± 3,7*	15,1 ± 3,6†	15,1 ± 2,1†	0,354	0,555	0,029
Résultats ANCOVA								
	Moyennes ajustées					$F$ (1,38)	$p$	( $dl_e = 38$ )
Vitesse de marche (m/s)	1,04 ± 0,26*	1,10 ± 0,24*	0,94 ± 0,24†	0,97 ± 0,24†	0,91 ± 0,25	0,565	0,457	0,075
Longueur de foulée (cm)	104,1 ± 21,8	107,0 ± 19,6	97,2 ± 19,6	91,2 ± 19,6*	89,1 ± 20,7*	1,295	0,262	0,115
Largeur de pas (cm)	14,1 ± 3,1	14,2 ± 2,8*	14,1 ± 2,8*	15,1 ± 2,8†	15,1 ± 2,9†	0,323	0,573	0,030

Note : Les écarts-types accompagnant les moyennes ajustées ont été calculés en considérant une homogénéité des variances inter groupes ; les annotations (\*) et (†) désignent les moyennes qui ont été amalgamées dans le cas des analyses du  $\bar{E}^2$  à cinq niveaux de comparaison.



## ANNEXE 9. DONNÉES COMPLÉMENTAIRES À LA DERNIÈRE ÉTUDE SUR LA FIDÉLITÉ TEST-RETEST

Les différents tableaux de données que l'on retrouve dans cette annexe sont présentés ci-dessous.

Numéro	Titre des tableaux
<b>A9.1</b>	Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 2 à la condition de marche confortable
<b>A9.2</b>	Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 2 à la condition de marche rapide

Tableau A9.1. Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 2 à la condition de marche confortable

Paramètres	Session # 1	Session # 2	ANOVA		CCI <sub>3,1</sub>	IC à 95%	S <sub>E</sub> (°)	DM (°)
	$\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 49)	$\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 49)	<i>F</i> (1,48)	<i>p</i>				
$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	6,9 ± 4,2	7,0 ± 4,4	0,223	0,639	0,91	0,85 - 0,95	1,3	3,5
$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-12,2 ± 4,4	-12,1 ± 4,1	0,058	0,811	0,81	0,68 - 0,89	1,8	5,1
$\Delta\theta_{F7}$ - Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	59,4 ± 7,6	59,3 ± 7,3	0,008	0,929	0,91	0,84 - 0,95	2,3	6,3
$\theta_{A1}$ - Angle dans le plan frontal au contact initial	3,1 ± 4,4	2,5 ± 4,7	2,428	0,126	0,81	0,69 - 0,90	1,9	5,4
$\Delta\theta_{A2}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	2,9 ± 1,3	3,0 ± 1,5	0,163	0,688	0,78	0,64 - 0,87	0,7	1,8
$\theta_{A3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	4,1 ± 4,9	3,8 ± 5,0	0,594	0,445	0,83	0,72 - 0,90	2,0	5,6
$\Delta\theta_{A4}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	1,0 ± 2,0	1,3 ± 2,0	3,900	0,054	0,86	0,77 - 0,92	0,7	2,1
$\theta_{A5}$ - Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	-1,9 ± 5,4	-1,6 ± 6,4	0,414	0,523	0,75	0,59 - 0,85	3,0	8,2

Note : Les valeurs aux sessions 1 et 2 sont rapportées sous la forme moyenne ± écart-type. Pour les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$ , une valeur moyenne positive indique qu'un mouvement de flexion est effectué autour du genou et une valeur moyenne négative indique qu'un mouvement d'extension est effectué autour du genou. Pour les paramètres  $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ , une valeur moyenne positive indique que le tibia est en position adduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'adduction est effectué autour du genou) alors qu'une valeur moyenne négative indique que le tibia est en position d'abduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'abduction est effectué autour du genou). Dans le cas des paramètres  $\Delta\theta_{F7}$  et  $\Delta\theta_{A2}$ , quantifiant des amplitudes de mouvement, les valeurs sont toujours positives, car seule l'ampleur du mouvement importe.

Tableau A9.2. Fidélité des paramètres de cinématique d'intérêt évaluée sur l'échantillon 2 à la condition de marche rapide

Paramètres	Session # 1	Session # 2	ANOVA		CCI <sub>3,1</sub>	IC à 95%	S <sub>E</sub> (°)	DM (°)
	$\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 44)	$\bar{x} \pm s_x(^{\circ})$ (n = 44)	<i>F</i> (1,43)	<i>p</i>				
$\Delta\theta_{F5}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant la mise en charge	8,1 $\pm$ 5,1	8,3 $\pm$ 4,9	0,439	0,511	0,93	0,87 - 0,96	1,4	3,8
$\Delta\theta_{F6}$ - Changement angulaire dans le plan sagittal durant l'appui unilatéral	-14,0 $\pm$ 5,0	-13,8 $\pm$ 4,8	0,241	0,626	0,91	0,84 - 0,95	1,5	4,1
$\Delta\theta_{F7}$ - Amplitude de mouvement dans plan sagittal durant le CM	60,5 $\pm$ 6,9	60,3 $\pm$ 7,0	0,173	0,679	0,90	0,83 - 0,95	2,2	6,0
$\theta_{A1}$ - Angle dans le plan frontal au contact initial	3,1 $\pm$ 4,6	2,5 $\pm$ 4,8	1,767	0,191	0,83	0,71 - 0,91	1,9	5,3
$\Delta\theta_{A2}$ - Amplitude de mouvement dans le plan frontal durant la mise en charge	3,1 $\pm$ 1,3	3,0 $\pm$ 1,6	0,050	0,823	0,76	0,59 - 0,86	0,7	2,0
$\theta_{A3}$ - Position angulaire moyenne dans le plan frontal durant l'appui unilatéral	3,9 $\pm$ 5,0	3,6 $\pm$ 5,1	0,598	0,444	0,84	0,73 - 0,91	2,0	5,6
$\Delta\theta_{A4}$ - Changement angulaire dans le plan frontal avec la mise en charge	0,8 $\pm$ 1,9	1,0 $\pm$ 2,1	1,289	0,263	0,81	0,67 - 0,89	0,9	2,4
$\theta_{A5}$ - Angle dans le plan frontal à la fin de la phase de support	-2,9 $\pm$ 5,7	-2,3 $\pm$ 6,5	0,883	0,352	0,79	0,65 - 0,88	2,8	7,7

Note : Les valeurs aux sessions 1 et 2 sont rapportées sous la forme moyenne  $\pm$  écart-type. Pour les paramètres  $\Delta\theta_{F5}$  et  $\Delta\theta_{F6}$ , une valeur moyenne positive indique qu'un mouvement de flexion est effectué autour du genou et une valeur moyenne négative indique qu'un mouvement d'extension est effectué autour du genou. Pour les paramètres  $\theta_{A1}$ ,  $\theta_{A3}$ ,  $\Delta\theta_{A4}$ ,  $\theta_{A5}$ , une valeur moyenne positive indique que le tibia est en position adduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'adduction est effectué autour du genou) alors qu'une valeur moyenne négative indique que le tibia est en position d'abduction par rapport au fémur (ou qu'un mouvement d'abduction est effectué autour du genou). Dans le cas des paramètres  $\Delta\theta_{F7}$  et  $\Delta\theta_{A2}$ , quantifiant des amplitudes de mouvement, les valeurs sont toujours positives, car seule l'ampleur du mouvement importe.